

ARBEITEN ZUR EINFÜHRUNG DER
ANALYTISCHEN STEREO RÖNTGEN-
PHOTOGRAMMETRIE IN DIE
ORTHOPÄDIE

von

Karl J. Probst
aus Wildenschwert / CSSR

Erlangen 1976

1976 # 229



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41546221_0082

ARBEITEN ZUR EINFÜHRUNG DER ANALYTISCHEN STEREORÖNTGEN- PHOTOGRAMMETRIE IN DIE ORTHOPÄDIE

Den Naturwissenschaftlichen Fachbereichen
der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen - Nürnberg

zur

Erlangung des Doktorgrades

vorgelegt von
Karl J. Probst
aus Wildenschwert/CSSR

Erlangen 1976



Als Dissertation genehmigt von den Naturwissenschaftlichen
Fachbereichen der Universität Erlangen - Nürnberg

Tag der mündlichen Prüfung

26.5.1976

Vorsitzender der kommissi-

onischen Promotionskommission

Prof. Dr. H. Remmert

Erstberichterstatte

Prof. Dr. M. Schaldach

Zweitberichterstatte

Prof. Dr. N. Fiebiger

Drittberichterstatte

Prof. Dr. D. Hohmann

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
1. EINLEITUNG	4
1.1 Problemstellung	6
1.2 Vorliegende Untersuchungen	9
1.3 Ziel der Arbeit	11
2. GRUNDLAGEN DER RÖNTGEN-STEREOPHOTOGRAMMETRIE	13
2.1 Das Prinzip des natürlichen räumlichen Sehens	14
2.2 Aufnahmetechnik für Stereoaufnahmen	17
2.3 Stereoskopische Bildbetrachtung	21
2.4 Stereoskopische Meßtechnik	25
3. EIGENE UNTERSUCHUNGEN	28
3.1 Wahl des Auswertegerätes	28
3.2 Aufgabenstellungen	32
3.2.1 Meßbildorientierung	32
3.2.2 Paßpunktmessungen	37
3.2.3 Meßgenauigkeit des Verfahrens bei orthopä- disch-röntgenologischen Fragestellungen	39
3.2.4 Bestimmung der Winkelverhältnisse am hüft- gelenknahen Oberschenkelende	40
3.2.5 Querschnittsebenen und Gelenkkongruenz	42
3.2.6 Lockerung von Hüftgelenkimplantaten	46
4. ERGEBNISSE UND DISKUSSION	57
4.1 Paßpunktmessungen	57
4.2 Meßgenauigkeit des Auswerteverfahrens bei orthopädisch-röntgenologischen Frage- stellungen	61

4.3	Bestimmung der Winkelverhältnisse am Hüftgelenknahen Oberschenkelende	67
4.3.1	Mathematisches Modell des Oberschenkel- knochens	68
4.3.2	Genauigkeit der Winkelbestimmung	71
4.3.3	Reproduzierbarkeit der Winkelbestimmung	76
4.3.4	Standardisierung des Meßverfahrens	79
4.4	Allgemeines Querschnittsebenen- und Kongruenzproblem	81
4.4.1	Meßbarkeit von Transversalschnittebenen aus Stereo-Röntgenaufnahmen	82
4.4.2	Regressionsebenenbestimmung	87
4.4.3	Plausibilitätskontrolle	102
4.4.4	Ausreißerelimination	112
4.4.5	Ausgleichungskurve	121
4.4.6	Ergebnisse und ihre klinische Anwendung	124
4.5	Lockerung von Hüftgelenksimplantaten	138
5	ZUSAMMENFASSUNG	154
6	LITERATUR	157

1. EINLEITUNG

Der große Fortschritt der klinischen Medizin in den letzten Jahren wurde wesentlich bedingt durch die Einführung der modernen Methoden der Naturwissenschaften in diesen Bereich. Dazu gehören die Methoden der Mathematischen Physik, die es ermöglichen, ein biologisches System auf ein mathematisches Modell zu reduzieren und ein Studium der verschiedenen Einflußgrößen gestatten. Dazu gehört ferner die elektronische Datenverarbeitung, die es gestattet, große Datenmengen zu verdichten und zu verarbeiten, und die Methoden der mathematischen Statistik und Biometrie, die punktuelle Querschnittuntersuchungen und zeitliche Längsschnittuntersuchungen beliebiger Art ermöglichen. Insbesondere der statistische Längsschnittansatz ermöglicht die Prüfung prognostischer Kriterien, indem zum Beispiel bei günstigen und ungünstigen Verläufen nach bestimmten therapeutischen Maßnahmen untersucht wird, wie sich diese hinsichtlich ihrer Ausgangsbefunde unterscheiden. Dabei können unter Ausschaltung der individuellen genetischen Variabilität Risikofaktoren erkannt und somit im Sinne einer Rückkopplung die zur Anwendung kommenden therapeutischen Maßnahmen optimiert werden.

Mit dem Einsatz der differenzierten naturwissenschaftlichen Methoden erhob sich die Forderung nach Einführung einer quantitativen, objektiven und vergleichbaren diagnostischen und therapeutischen Informations- und Meßdatengewinnung, so daß in allen Bereichen der Medizin (1,2) die Suche nach reliablen und validen Meßgrößen ausreichender Präzision in der Grundlagenforschung breiten Raum einnimmt.

Diese Bemühungen führten überall in der Medizin zu einer heute bereits routinemäßig durchgeführten quantitativen Meßdatengewinnung. Lediglich die Aussagen der Röntgenologie konnten bis heute nicht auf ein naturwissenschaftliches Fundament gestellt werden. Andererseits stellen gerade die röntgenologischen Befunde in der klinischen Medizin eine wichtige Informationsquelle zur Sicherung einer Diagnose dar. Im Bereich der Chirurgie und der Orthopädie beruht der überwiegende Teil aller Fragestellungen zur Erkennung von Krankheiten, zur Kontrolle ihres Verlaufs und zur Kontrolle durchgeführter Behandlungsmaßnahmen auf Informationen, die durch Röntgenaufnahmen gewonnen werden.

1.1 Problemstellung

Die besondere Problematik bei der Informationsgewinnung aus Röntgenaufnahmen und die immer dringender werdende Forderung nach präzisen Röntgenbefunden stellen sich wie folgt dar:

Die der Röntgenaufnahme zugrunde liegende Zentralperspektive ist eine Abbildung des dreidimensionalen Objektraumes in einen zweidimensionalen Bildraum. Somit liegt kein ein-eindeutiges Abbildungsverhältnis vor, das eine metrische Rekonstruktion des räumlichen Objekts gestatten würde. Mit den Mitteln der konventionellen Röntgentechnik können daher nur qualitative, durch die Erfahrung des Auswerters subjektiv geprägte und nicht vergleichbare Aussagen getroffen werden.

Andererseits sind die Behandlungsverfahren der klinischen Orthopädie in den letzten Jahren wesentlich verbessert worden, so daß der mit den Mitteln der konventionellen Röntgentechnik mögliche Einblick in die anatomischen Gegebenheiten immer weniger befriedigt und die Forderung nach einer leistungsfähigen Methode mit der Möglichkeit einer differenzierten und objektivierbaren Aussage immer dringender wird. Dabei können die nicht

weiter zu verbessernden konventionellen Verfahren der Schichtaufnahmetechnik oder der Anfertigung von Spezialprojektionen lediglich die Interpretation erleichtern, erlauben aber prinzipiell keine präzise meßtechnische Erfassung des Bildinhaltes.

Erst die Anfertigung von Stereo-Röntgenbildpaaren ermöglicht im Rahmen der Photogrammetrie eine Vermessung des abgebildeten Objektraumes. Dabei wird die Fähigkeit des Menschen ausgenutzt, zwei ebenen Perspektiven desselben Objektes im stereoskopischen Sehvorgang zum Raumbild zu vereinigen. Neben der somit möglichen räumlichen Ausmessung wird die in einer Röntgenaufnahme als Durchdringungsbild enthaltene Redundanz der Information durch die Aufnahme des Gegenstandes von zwei verschiedenen Projektionszentren aus in beiden Bildern unterschiedlich codiert. Damit wird bei der stereoskopischen Betrachtung des so gewonnenen Bildpaares der redundante und sowohl die Bildinterpretation wie die Bildausmessung störende Anteil der Information durch destruktive Interferenz unterdrückt und die relevanten räumlichen Strukturen hervorgehoben. Äquivocation und Irrelevanz im informationstheoretischen Sinne SHANNONS (3) treten gegenüber der Transinformation zurück und der interessierende

Bildinhalt des stereoskopischen Röntgenbildpaares wird durch Überhöhung des Signal-Rausch-Verhältnisses transparent.

Darüber hinaus bedingen die projektorischen Besonderheiten des Röntgenbildes vielfältige Täuschungsmöglichkeiten, so daß der Auswerter detaillierte anatomische Kenntnisse des durchleuchteten Objekts besitzen muß, um die ihn interessierenden Strukturen des virtuellen Raummodells abgrenzen zu können. Zur weiteren Sicherung der Ergebnisse ist es notwendig, bei der Datenerfassung laufend Plausibilitätskontrollen auf statistischer Basis durchzuführen, wodurch unerlaubte Meßwerte erkannt und eliminiert werden.

Die auf Plausibilität getesteten Meßdaten werden anschließend unter mathematisch-analytischen Gesichtspunkten in einem verzweigten Programmsystem verarbeitet, so daß dem Kliniker auf graphischem und numerischem Wege eine exakte Reproduktion der im Röntgenbild erfaßten räumlichen Knochenstrukturen vermittelt werden kann.

In der vorliegenden Arbeit wird über die biometrischen und biostatistischen Probleme und Ergebnisse berichtet, die aus der praktischen Anwendung der Röntgenstereophotogrammetrie in der klinischen Orthopädie resultieren.

1.2 Vorliegende Untersuchungen

Schon unmittelbar nach Entdeckung der Röntgenstrahlen erschien eine Fülle von Arbeiten, in denen das stereoskopische Prinzip auf die Röntgenaufnahmetechnik angewandt wurde. Im Vordergrund standen Untersuchungen über die Präzision des Verfahrens (4), seine Anwendung auf Lendenwirbelsäule und Kreuzbein (5), den Ellenbogen (6), allgemeine Fremdkörperlokalisation (7) und bei Beckenmessungen (8). Durch die Arbeiten von HASSELWANDER (9,10) wurde die röntgenstereoskopische Meßmethode zur Vervollkommnung und zum Abschluß gebracht, konnte sich aber wegen des großen Meßaufwandes und der fehlenden Möglichkeit einer adäquaten Datenverarbeitung nicht durchsetzen.

In jüngster Zeit berichten LEYDOLPH (11) und ROSENOW (12) über den Einsatz der Methode der Röntgenstereophotogrammetrie im Bereich der Gynäkologie, aber auch das von ihnen verwendete Auswertegerät erscheint für einen Einsatz in der klinischen Praxis unhandlich.

Erst im Jahre 1971 wurde durch die Entwicklung von Stereoauswertegeräten (13,14,15), die eine elektronische Verarbeitung und Verdichtung der angegebenen Meßwerte vorsehen,

prinzipiell die Möglichkeit eines Einsatzes der stereophotogrammetrischen Meßtechnik im Rahmen der Röntgenbildauswertung geschaffen. Bisher liegen mit diesen Geräten keine Erfahrungen vor.

1.3 Ziel der Arbeit

Ausgehend von einer stereophotogrammetrischen Meßdatengewinnung wurde im Rahmen der vorliegenden Arbeit mittels mathematisch-physikalischer, statistischer und biometrischer Überlegungen ein umfassendes Auswertesystem für Röntgenaufnahmen entwickelt.

Kernstück dieser Arbeit ist die naturgetreue räumliche Reproduktion des menschlichen Skeletts aus einer Röntgenstereoaufnahme. Damit eröffnen sich der Orthopädie erstmals grundsätzlich neue Möglichkeiten in Diagnose und therapeutischer Erfolgskontrolle.

Die Genauigkeit der Datenerfassung und die Möglichkeit einer Speicherung der räumlichen Bildinhalte in ihrer zeitlichen Aufeinanderfolge gestatten es, bereits geringe Deformitäten des Skeletts zu einem sehr frühen Zeitpunkt diagnostisch zu erfassen und zu therapieren. Das in der vorliegenden Arbeit entwickelte Programmsystem gestattet es, den therapeutischen Eingriff und seine Folgen unter komponentenweiser Veränderung der verschiedenen Einflußgrößen graphisch und numerisch durchzuspielen und das optimale operative Vorgehen zu ermitteln. Diese Möglichkeit ist von besonderer Bedeutung zur Beurteilung der Kongruenz von Gelenkkörpern vor kongruenzverbessernden Eingriffen.

In der vorliegenden Arbeit soll über die Anwendung des entwickelten Auswertesystems auf drei aktuelle Fragestellungen aus dem Bereich der Hüftgelenkerkrankungen berichtet werden.

Dazu gehören im einzelnen Winkelbestimmungen am hüftgelenknahen Oberschenkelende und Vergleich mit den Ergebnissen der konventionellen Röntgendiagnostik, die Anfertigung beliebiger Querschnitte durch das Hüftgelenk und die Entwicklung eines völlig neuen Lösungsansatzes zur Früherkennung der Lockerung von Hüftgelenksimplantaten.

Wegen der großen Zahl der Patienten mit endoprothetisch versorgten Hüftgelenken und der häufig auftretenden Lockerung mit invalidisierenden Konsequenzen hat insbesondere das in der vorliegenden Arbeit entwickelte Verfahren zur Früherkennung von Implantatlockerungen bei Totalendoprothesen des Hüftgelenkes neben dem praktischen Interesse der Orthopädie auch eine überaus große gesellschaftspolitische Bedeutung, da es damit erstmals möglich ist, eine Lockerung bereits zu einem so frühen Zeitpunkt röntgenologisch mit Sicherheit zu erfassen, daß eine Reimplantation erfolgsversprechend ist.

2. GRUNDLAGEN DER RÖNTGEN-STEREOPHOTOGRAMMETRIE

Die Röntgenstereophotogrammetrie ist ein eigenständiges Teilgebiet der Photogrammetrie. Ihre Besonderheiten und Schwierigkeiten liegen im Wesen der röntgenphotographischen Abbildung, bei der Objektraum und Bildraum zusammenfallen. Ferner kommt es zu einer Verdichtung des Bildinhaltes durch die Eigenschaften des Röntgenbildes als Durchdringungsbild. Im folgenden sollen die wichtigsten sinnesphysiologischen, physikalischen und meßtechnischen Voraussetzungen der Stereoröntgenbildauswertung beschrieben werden.

2.1 Das Prinzip des natürlichen räumlichen Sehens

Das räumliche Sehvermögen des Menschen ist die wesentliche Grundlage für die Auswertung von Stereoaufnahmen. Ein Objekt wird dreidimensional wahrgenommen, wenn bei seiner Abbildung auf den Netzhäuten beider Augen ein Unterschied der Perspektive auftritt, der durch den Augenabstand zwischen rechter und linker Abbildung zustande kommt.

Zur Erläuterung der geometrischen Verhältnisse diene Abbildung 1. Die beiden Augenachsen, deren Drehpunkte O' und O'' den Augenabstand beziehungsweise Augenbasis b besitzen, sind auf einen räumlichen Punkt P_1 gerichtet und schneiden sich unter dem parallaktischen Winkel γ . Der betrachtete Punkt P_1 bildet sich im linken Auge in P'_1 , im rechten Auge in P''_1 ab. Ein den Augen näher gelegener Punkt P_2 , der der Einfachheit halber auf dem Sehstrahl $\overline{O''P_1}$ angenommen sei, wird sich im rechten Auge in demselben Netzhautpunkt $P''_1 = P''_2$, im linken Auge jedoch in einem von P'_1 durch die Horizontalparallaxe p'_x verschiedenen Punkt P'_2 ($p'_x = \overline{P'_1P''_2}$) abbilden. Beim natürlichen räumlichen Sehen kommen nur Horizontalparallaxen vor. Die durch diese Parallaxe gegebene Information ist für das Zustandekommen eines Tiefenunterschie-

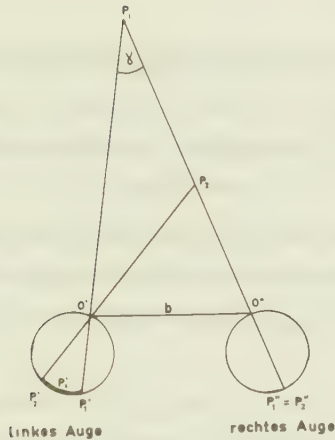


Abb. 1 Erläuterung des stereoskopischen Sehvermögens. Die Horizontalparallaxe $p'_x = \overline{P'_1 P'_2}$ beinhaltet die Information für das Zustandekommen eines räumlichen Tiefeindrucks.

des maßgebend, die corticale Verarbeitung der Summe aller parallaktischen Bildpunktdifferenzen der Netzhäute beider Augen wird zum Eindruck des räumlichen Nacheinander integriert.

Bietet man nun dem Auge nicht ein dreidimensionales Objekt an, sondern zwei Abbildungen desselben mit entsprechenden Parallaxen, so tritt dieselbe integrative

Leistung des Gehirns auch auf. Bei Betrachtung eines derartigen Bildpaares sieht man daher ein räumliches Modell des Objektes, wenn folgende Bedingungen erfüllt sind:

- 1) Jedem Auge muß das ihm entsprechende Bild getrennt angeboten werden, d. h. dem linken Auge die linksseitige Perspektive, dem rechten Auge die rechtsseitige Perspektive.
- 2) Bei der Aufnahme und bei der Auswertung muß näherungsweise der Normalfall der Photogrammetrie eingehalten werden. Höhenunterschiede senkrecht zur Augenbasis, sogenannte Vertikalparallaxen, dürfen nicht auftreten, da das Gehirn diese Art der Information nicht verarbeiten kann.

2.2 Aufnahmetechniken für Stereoaufnahmen

Da Stereoröntgenbildpaare die Bedingung für das räumliche Sehen erfüllen müssen, kommen für die Anfertigung von Röntgenstereoaufnahmen nur bestimmte Aufnahmeanordnungen in Betracht, die dem natürlichen Sehvorgang entsprechen. Es sind dies der Normalfall und der Verschwenkungsfall.

Bei den vorliegenden Untersuchungen wurde im Hinblick auf die stereoskopische Auswertbarkeit der Bildpaare stets der näherungsweise Normalfall gewählt. Im Normalfall (Abb. 2) stehen die beiden Aufnahmerichtungen $\overline{O^1H^1}$ und $\overline{O^{11}H^{11}}$ senkrecht auf der Basis $\overline{O^1O^{11}} = b$, die Kammerkonstanten sind in beiden Aufnahmen gleich, $c_1 = c_2 = c$. Das Verhältnis von Aufnahmebasis b zum Film-Fokusabstand c wird Basisverhältnis $\mathcal{V}$ genannt:

$$\mathcal{V} = \frac{b}{c} \quad (2.1)$$

Bei der Auswertung von Röntgenstereobildpaaren ist das bei der Aufnahme gewählte Basisverhältnis (Gleichung 2.1) von Bedeutung, d.h. das Verhältnis der beiden Fokusabstände zur Kammerkonstanten. Da die Augenbasis etwa 6,5 cm beträgt und der Nahpunkt des emmetropen Auges (auch deut-

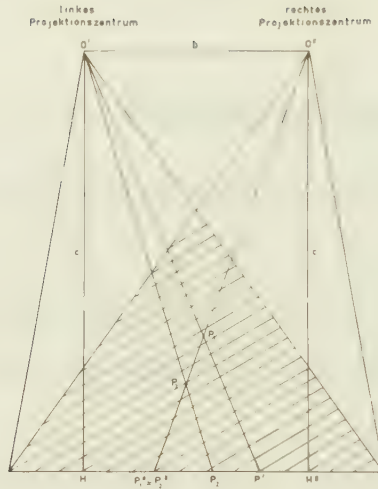


Abb. 2 Normalfall der Stereophotogrammetrie.
Der stereoskopische Überdeckungsbereich ist schraffiert dargestellt. Der Normalfall wird durch $c_1 = c_2 = c$ und das Basisverhältnis $\mathcal{V} = \frac{b}{c}$ eindeutig festgelegt. Die stereoskopische Information über die Raumpunktlage von P_1 und P_2 liegt in ihrer Horizontalparallaxe im linken Bild.

liche Sehweite genannt, weil bei dieser Sehweite das räumliche Auflösungsverhältnis am größten ist) je nach Alter bei etwa 25 cm liegt, beträgt das Basisverhältnis beim natürlichen räumlichen Sehen $\mathcal{V} \approx 0,25$.

Will man also Röntgenstereoaufnahmen zur interpretatorischen Übersicht einer Körperregion anfertigen, so wird man bestrebt sein, mit einem dem natürlichen räumlichen Sehen nahekommenden Basisverhältnis zu arbeiten. Um einen

hinreichend parallelen Strahlenkegel für die Aufnahme zur Verfügung zu haben, wird man einen Film-Fokus-Abstand von nicht unter 140 cm wählen, das bedeutet bei $\gamma = 0,25$ eine Verschiebung der Röntgenröhre zwischen den beiden Aufnahmen von $b = 35$ cm. Betrachtet man ein unter diesen Bedingungen aufgenommenes Stereo-Röntgenbildpaar mit einer Optik ohne Vergrößerung, so sieht man das betrachtete Objekt virtuell im Raum in der deutlichen Sehweite von 25 cm.

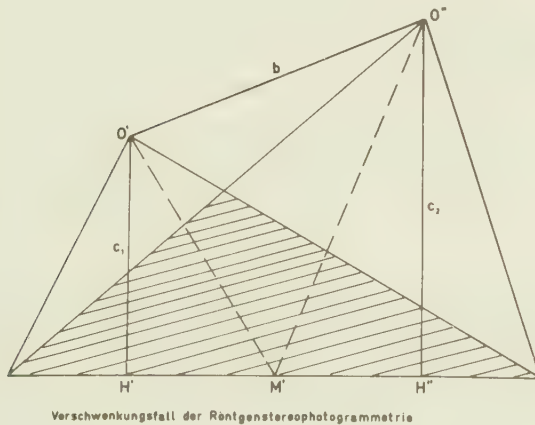


Abb. 3 Im Verschwenkungsfall der Photogrammetrie ist $c_1 \neq c_2$. Bezeichnungen wie in Abb. 2

Wegen der labilen Röntgenröhrenaufhängung, ungenauer Filmplanlage und Kippung und Verkantung des Blattfilmwechslers durch ungenaue Justierung ist der Normalfall der Röntgenphotogrammetrie nur näherungsweise realisierbar. Im strengen Sinn handelt es sich stets um parallel verschwenkte Aufnahmen (Abb. 3). Hierbei wird die Aufnahmebasis zu den Aufnahmerichtungen verschwenkt.

2.3 Stereoskopische Bildbetrachtung

Die zweite Bedingung für das räumliche Sehen mit stereoskopischen Röntgenbildpaaren fordert das Vorhandensein von Horizontalparallaxen und schließt das Auftreten von Bildunterschieden senkrecht zur Augenbasis, die Vertikal- oder Höhenparallaxen, aus. Diese Bedingung kann durch richtige Orientierung der stereoskopischen Röntgenbilder eingehalten werden.

Die früher konzipierten Auswertegeräte sind so konstruiert, daß die Bildorientierung ohne Rechnung auf optischem oder mechanischem Wege gelöst wird, und sind in diesem Sinne Analogrechenmaschinen. Sie sind mechanisch und optisch sehr aufwendig gebaut, je nach Konstruktionsaufwand genügen sie höchsten Präzisionsansprüchen und gestatten eine linienweise Auswertung der Stereobilder.

Prinzipiell können aber alle Stereobildauswertungen auch auf mathematisch-analytischem Wege ausgeführt werden. Diese Methode war vor der Zeit elektronischer Rechenmaschinen wegen der Kompliziertheit der Transformationsgleichungen von Bild auf Raumkoordinaten und des damit verbundenen Zeit- und Arbeitsaufwandes aus wirtschaftlichen Erwägungen nicht gangbar. Erst durch die moderne Datenverarbeitung wurde die analytische Auswertetechnik gangbar, indem durch die Erstellung eines Programms zur exakten Kalibrierung des Maßbildpaares

die konstruktiv aufwendigen Analogauswertegeräte durch die in ihrem Aufbau sehr viel einfacheren Stereokomparatoren ersetzt werden konnten.

Komparatoren sind Meßgeräte, die eine punktweise Ausmessung des Objektes gestatten, indem die beiden Stereohalbbilder nach Augenschein auf zwei getrennte und gegeneinander verschiebbare Bildauflageflächen gelegt werden und die korrespondierenden Bildkoordinaten x' , y' , x'' , y'' eines Raumpunktes im linken und im rechten Halbbild ausgemessen werden (Abb. 4).

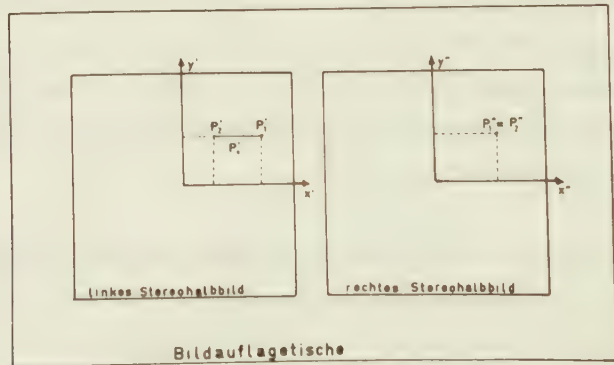


Abb. 4 Bildkoordinatenmessung x' , y' und x'' , y'' im linken und im rechten stereoskopischen Halbbild. Die Information über die unterschiedliche Entfernung zweier Punkte P_1 und P_2 von der Filmebene bei der Aufnahme wird im stereoskopischen Bildpaar als Horizontalparallaxe p_x' verschlüsselt.

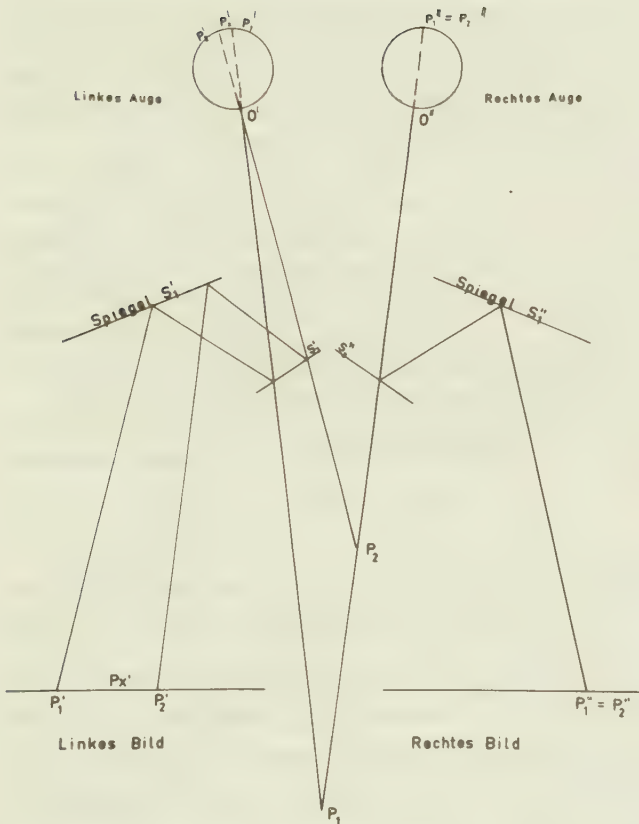


Abb. 5 Die im stereoskopischen Bildpaar als Horizontalparallaxe p_x' verschlüsselte Information über die räumliche Tiefenlage von P_1 und P_2 wird durch ein Spiegelsystem S_1' , S_2' und S_1'' , S_2'' den Augen des Betrachters übermittelt, dieser sieht ein virtuelles räumliches Modell der Objektpunkte P_1 und P_2 .

Bei vergleichsweise geringem mechanischen Konstruktionsaufwand des Gerätes, dessen prinzipieller Aufbau in Abbildung 5 gezeigt ist, können auf mathematisch-analytischem Wege die Raumkoordinaten beliebiger Objektpunkte aus ihren vier Bildkoordinaten mit großer Präzision errechnet werden.

Im Vergleich mit Abbildung 1 verdeutlicht Abbildung 5 die zentrale Bedeutung der Horizontalparallaxen für die Entstehung der räumlichen Tiefenwahrnehmung. Den Raumeindruck störende Vertikalparallaxen werden durch Verschieben der Bildtische in y' -Richtung gegeneinander ausgeglichen und im Rechenprogramm automatisch berücksichtigt.

2.4 Stereoskopische Meßtechnik

Bestimmend für den stereoskopischen Raumeindruck sind die Horizontalparallaxen, der Schlüssel zur Rekonstruktion des Objektraumes aus Stereobildpaaren ist also deren meßtechnische Erfassung. Dazu muß das stereoskopische Betrachtungssystem mit einer Meßvorrichtung verbunden sein, die eine Ausmessung von Bildpunkten erlaubt. Diese besteht aus zwei fest eingespiegelten Lichmeßmarken M' und M'' , die in das linke beziehungsweise rechte Stereohalbbild projiziert werden, und relativ zu denen durch Bewegung der beiden Bildschlitten korrespondierende Bildpunkte P' und P'' so lange gegeneinander verschoben werden, bis im linken Bild M' mit P' und im rechten Bild M'' mit P'' zur Deckung kommen.

Für die stereoskopische Meßtechnik ist es von entscheidender Bedeutung, daß die beiden Meßmarken M' und M'' nicht getrennt wahrgenommen werden, sondern zur räumlichen Meßmarke M verschmelzen, ebenso werden die Bildpunkte P' und P'' zum Objektpunkt P zusammengesetzt. Aber auch Bildpunkte der näheren räumlichen Umgebung der Meßmarke M werden stereoskopisch wahrgenommen; ist ihre Horizontalparallaxe größer als die von P , so kommen sie räumlich vor P zu liegen, ist ihre Horizontalparallaxe kleiner, so erscheinen sie in einer Ebene hinter P . Eine Veränderung der Horizontalparallaxe bewirkt im so entstandenen virtuellen Raummodell eine Bewegung der

Meßmarke M der Tiefe nach, eine gemeinsame Verschiebung der beiden Bildschlitten in x' und y' -Richtung bewirkt eine Verlagerung der Meßmarke im Raummodell nach Seite und Höhe. So entsteht der Eindruck einer wandernden Marke, die interessierenden Raumpunkten aufgesetzt werden kann und mit der sich somit der gesamte virtuelle Modellraum punktweise ausmessen läßt.

Bei Röntgenstereoaufnahmen zu meßtechnischen Zwecken erweist es sich zum Erreichen eines hinreichenden räumlichen Tiefenaufklärungsvermögens als unumgänglich, einerseits bei der Aufnahme die Aufnahmebasis gegenüber der Augenbasis n -fach zu vergrößern (Abb. 6), andererseits bei der Auswertung die Bilder durch zwei v -fach vergrößernde optische Linsensysteme zu betrachten. Beide Maßnahmen erhöhen multiplikativ die Tiefenschärfe, d.h. das natürliche Tiefenunterscheidungsvermögen erhöht sich um den Faktor $n \cdot v$ und heißt totale Plastik. Ein Basisverhältnis von etwa 0,25 und eine 10-fach vergrößernde Optik erwiesen sich für die Untersuchung des Hüftgelenknahen Oberschenkelendes als optimal.

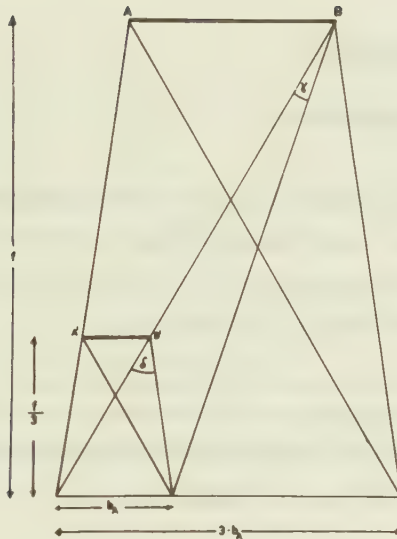


Abb. 6 Wirkung einer 3-fachen Basisvergrößerung gegenüber der Augenbasis b_A während der Aufnahme.
Im vorliegenden Fall entsteht das virtuelle Raummodell bei der Auswertung in $1/3$ der Originalgröße in $1/3$ der Entfernung.

3. EIGENE UNTERSUCHUNGEN

3.1 Wahl des Auswertegerätes

Für die analytische Auswertung von Stereoröntgenbildpaaren werden derzeit zwei Geräte angeboten: Der von MEIER (13) beschriebene Stereokomparator StR 3 und der von KELLNER (14,15) konstruierte Stereokomparator Roemat.

Beide Geräte unterscheiden sich in mehreren konstruktiven Details. Der für die Wahl des Gerätes entscheidende Unterschied besteht in der Form der Meßwerterfassung.

Beim StR 3 werden die Bildkoordinaten im linken Bild x' , y' und die Horizontalparallaxe p'_x ausgegeben (Abb. 7), d.h. es liegt ein abhängiges Koordinatensystem vor, das es nicht gestattet, die stets vorhandenen vertikalen Restparallaxen zu erfassen. Demgegenüber gestattet der Roemat die unabhängige Bestimmung der 4 Bildkoordinaten $x'y'$, $x''y''$ (Abb. 4) beinhaltet somit eine vollständige Beschreibung der Horizontal- und Vertikalparallaxen und ihre numerische Berücksichtigung in einem in Abschnitt 3.2.1 näher beschriebenen Rechenprogramm.

Die Möglichkeit einer unabhängigen Erfassung der 4 Bildkoordinaten bedingt eine Verbesserung der Meßgenauigkeit gegenüber der abhängigen Erfassung von x' , y' , p'_x um einen

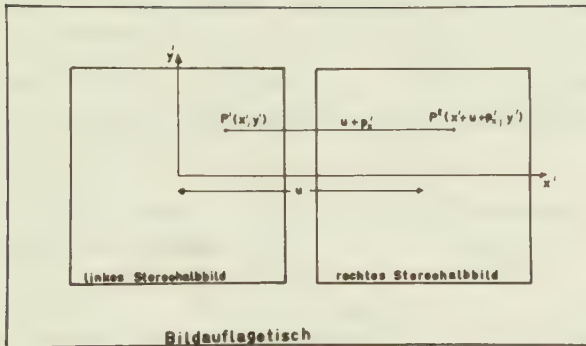


Abb. 7 Abhängiges Koordinatensystem:
Die Bildtische sind nur in x-Richtung gegeneinander verschieblich. Vgl. mit Abb. 4

Faktor 5, so daß die Genauigkeit der Meßdatengewinnung durch das begrenzte Auflösungsvermögen des menschlichen Auges und nicht durch unkontrollierbare gerätetechnische Einflüsse gegeben ist.

Ferner besitzt der Roemat neben der orthoskopischen auch eine pseudoskopische Bildbetrachtung, d.h. die Möglichkeit, den Strahlengang während der Messung durch ein Prismensystem so

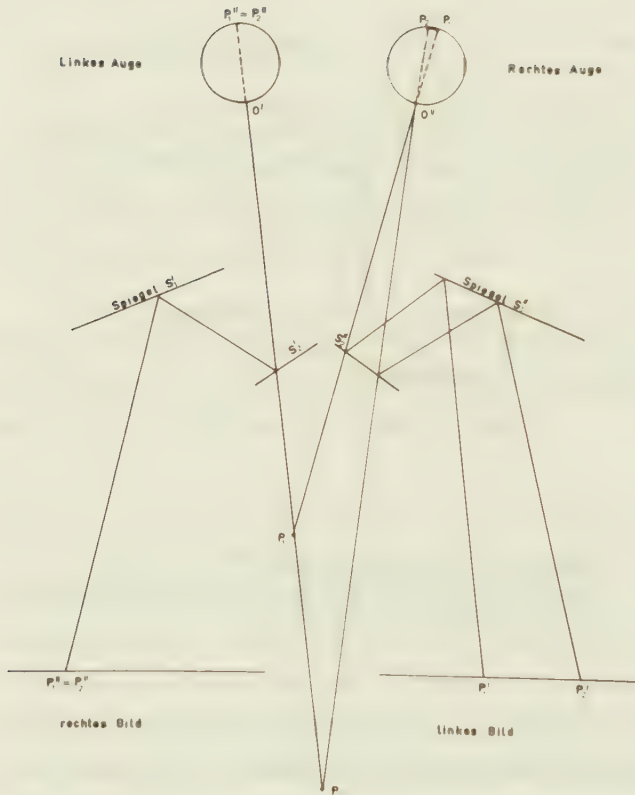


Abb. 8 Pseudoskopische Bildbetrachtung:
Bietet man das linke Bild dem rechten Auge an und
umgekehrt, so wird die Tiefenfolge im räumlichen
Modell umgekehrt. Vgl. mit Abb. 5

umzulenken, daß dem linken Auge das rechte Stereohalbbild, dem rechten Auge das linke Stereohalbbild zugeführt wird. Dadurch entsteht ein virtuelles Bild des Objekts in umgekehrter räumlicher Tiefenlage (Abb. 8), was für die räumliche Ausmessung an Knochenstrukturen besondere Bedeutung hat, da man aus sinnesphysiologischen Gründen nur mit Mühe und sehr ungenau die Rückseite eines Gegenstandes beobachten und anmessen kann.

Die besondere Bedeutung der pseudoskopischen Bildbetrachtung für die Bildauswertung wird in Abschnitt 4.4 an den dort referierten Ergebnissen deutlich.

Die Kenntnis dieser Elemente gestattet es, die Gleichung des Projektionsstrahles $\overline{O'P}$, auf dem der Objektpunkt P bei der Aufnahme gelegen hat, durch einen räumlichen Rückwärtschnitt mittels der Abbildungsgleichungen der Zentralprojektion zu berechnen (16).

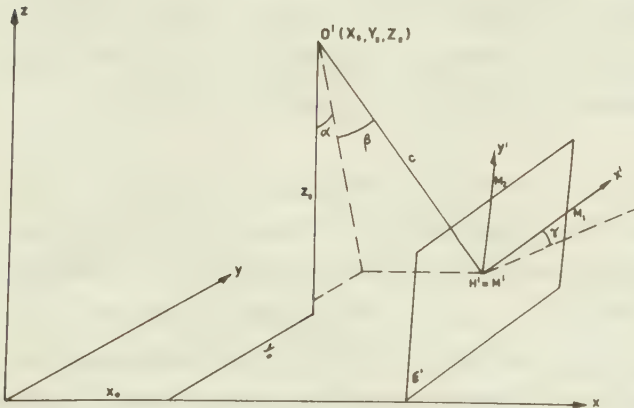


Abb. 10 Äußere Bildorientierung:
Das Meßbild kann relativ zum Raumkoordinatensystem durch Angabe des Projektionszentrums O' , der Projektionsrichtung und der Bildverkantung eindeutig orientiert werden.

Im Falle einer Zweibildorientierung sind 2 mal 9, also 18 Elemente der Bildorientierung notwendig, wobei man entweder die beiden Bilder separat oder aber beide Teilbilder relativ zueinander und anschließend das teilorientierte Bildpaar in seiner absoluten Raumlage mit Maßstabsabgleichung orientieren kann (16). Dieses Vorgehen gestattet eine eindeutige metrische Rekonstruktion des Objektraumes.

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde in Anlehnung an ein Programm von KELLNER (14) die Meßbildorientierung durch zweifachen räumlichen Rückwärtschnitt durchgeführt, dessen Grundgedanken sich wie folgt darstellen:

Für beide Bilder werden völlig separat zunächst die jeweiligen Abbildungsgleichungen als Beziehungen zwischen den Bildkoordinaten x' , y' beziehungsweise x'' , y'' , den Raumkoordinaten X , Y , Z und den Orientierungselementen α , β , γ , X_0 , Y_0 , Z_0 aufgestellt. Diese Abbildungsgleichungen enthalten die translatorischen Orientierungsgrößen in linearer, die rotatorischen in quadratischer beziehungsweise transzendenter Form. Die funktionalen Zusammenhänge werden in eine Taylorreihe entwickelt und linearisiert, durch die Linearisierung entsteht ein Gleichungssystem, aus dem sich die 9 Orientierungselemente der Einzelbilder, ausgehend von einem Startwert, iterativ mit beliebiger Genauigkeit berechnen lassen. Abbildung 11 zeigt das Flußdiagramm des zuge-

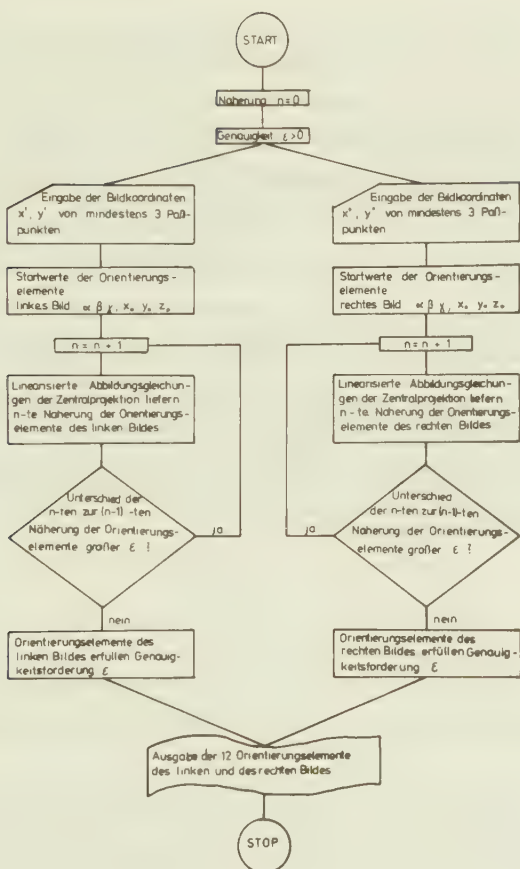


Abb. 11 Programm zur Kalibrierung der beiden Meßbilder mittels Paßpunkten auf mathematischem Wege. Dargestellt ist die Berechnung der äußeren Bildorientierung durch zweifachen räumlichen Rückwärtsschnitt.

hürigen Rechenprogramms. Für jedes Einzelbild müssen mindestens drei nicht kollineare Paßpunkte zur Bestimmung der Orientierungselemente bekannt sein; wenn die Paßpunkte im stereoskopischen Überdeckungsbereich der beiden Aufnahmen zu liegen kommen, kann man die Gesamtzahl der zur Bestimmung beider Stereohalbbilder notwendigen Paßpunkte auf 4 reduzieren, doch ergeben sich dabei ungünstige Paßpunktkonfigurationen. Durch Ausgleichung der Orientierungselemente mit mehr als 4 Paßpunkten lassen sich gute Ergebnisse erzielen. Es soll zunächst untersucht werden, wie die Genauigkeit der Bildorientierung von Zahl und Lage der gemessenen Paßpunkte abhängt.

3.2.2 Paßpunktmessungen

Um das Röntgenbildpaar bei der Auswertung richtig orientieren zu können, ist es notwendig, bei der Aufnahme ein System von Punkten, deren gegenseitige Lage im Raum exakt bekannt ist, mit abzubilden.

Das in vorliegender Arbeit verwendete Paßpunktsystem (Abb. 12) besteht aus zwei parallelen Ebenen, in denen Punkte angeordnet sind, die sich im Röntgenlicht darstellen. Die Ebenen werden durch planparallele Plexiglasscheiben realisiert, die in ihrer gegenseitigen Lage durch 4 Abstandsstücke festgelegt sind.

Das Paßpunktsystem ist so dimensioniert, daß der zu untersuchende Patient zwischen diese Ebenen zu liegen kommt und somit in seiner räumlichen Lage reproduzierbar festgelegt ist.

Wegen des Meßaufwandes bei der Bestimmung der Paßpunkte wurde zunächst untersucht, wie der gesamte mittlere Raumlagefehler, d.h. die Summe der räumlichen Abstände aller Istkoordinaten von den Sollkoordinaten, von der Anzahl der gemessenen Paßpunkte abhängt. Eine solche Untersuchung war im Hinblick auf die geplante klinische Implementierung des Meßsystems notwendig, um das System so zuverlässig wie möglich zu konzipieren. Andererseits war eine solche Untersuchung auch sinn-

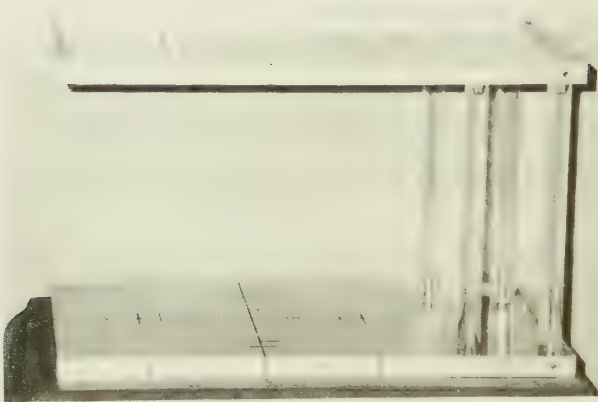


Abb. 12 Paßpunktsystem:
In der oberen und unteren Ebene sind Bleikugeln in
einem Gitter mit Kantenlänge $(50,00 \pm 0,01)$ mm ein-
gelegt.

voll, da das Paßpunktsystem nur zwei Klassen von Punkten be-
sitzt, nämlich röntgenfilmnahe und röntgenfilmferne Paßpunkte,
die jeweils auf monotone Weise abgebildet werden. Daher war
die Annahme einer geometrischen Äquivalenz aller Paßpunkte
einer Ebene gerechtfertigt, da alle Paßpunkte einer Klasse
mit derselben Standardabweichung denselben Beitrag zum mitt-
leren Raumlagefehler ergeben.

3.2.3 Meßgenauigkeit des Verfahrens bei orthopädisch-röntgenologischen Fragestellungen

Bei der Stereobildmessung tritt dem Auswerter eine Vielfalt verschieden genau ausmessbarer Punkte entgegen, so daß es sinnvoll erschien, zunächst einmal grundsätzlich die maximal erzielbare Meßgenauigkeit der verschiedenen im Röntgenbild sich darstellenden Strukturen zu untersuchen. Dabei ließen sich alle Bildpunkte einer der folgenden vier Klassen zuordnen:

- 1) Filmnahe und scharf gezeichnete Metallmarkierungen
- 2) Filmferne und daher unscharf gezeichnete Metallmarkierungen
- 3) Prominente, gut auffindbare Knochenpunkte
- 4) Diffuse, wenig konturierte und schlecht definierte Knochenstrukturen.

Diese Einteilung entspricht auch funktionell den bei verschiedenen Fragestellungen auftretenden Meßobjekten. Zur Bestimmung der Winkelverhältnisse am Oberschenkelknochen (3.2.4) werden prominente Knochenpunkte angemessen, bei Kongruenzuntersuchungen am Hüftgelenk (Abschnitt 3.2.5) treten diffus gezeichnete Knochenstrukturen auf und bei dem in Abschnitt 3.2.6 behandelten Problem der Implantatlockerung werden Metallmeßmarkierungen angemessen, deren Meßgenauigkeit zwischen der filmferner und filmnaher Metallmeßpunkte gelegen ist.

3.2.4 Bestimmung der Winkelverhältnisse am hüftgelenknahen Oberschenkelende

Um die quantitative Überlegenheit der mathematischen Stereomeßbildauswertung gegenüber der konventionellen Röntgentechnik zu demonstrieren, soll das Problem der Winkelbestimmung am hüftgelenknahen Oberschenkelende bearbeitet und mit der auf konventionellem Wege erreichbaren Meßgenauigkeit verglichen werden.

Zum Verständnis der folgenden Ausführungen ist in Abbildung 13 das hüftgelenknahe Oberschenkelende mit den funktionell wichtigen Größen dargestellt. Zur eingehenden Einführung in die Anatomie, Pathologie und funktionelle Bedeutung des Hüftgelenkes siehe MÜLLER (17).

Da die in Abbildung 13 schematisch dargestellten CCD- und AT-Winkel bereits heute die Grundlage für jedes weitere diagnostische und therapeutische Vorgehen bei Hüftgelenkerkrankungen darstellen, andererseits ihre röntgenologische Erfassung mit den Mitteln der konventionellen Röntgentechnik für den Patienten mit einer sehr hohen Strahlenbelastung verbunden und nur sehr ungenau ist, erhält die exakte Bestimmung dieser Größen mittels der analytischen Röntgenstereophotogrammetrie ein besonderes klinisches Interesse.

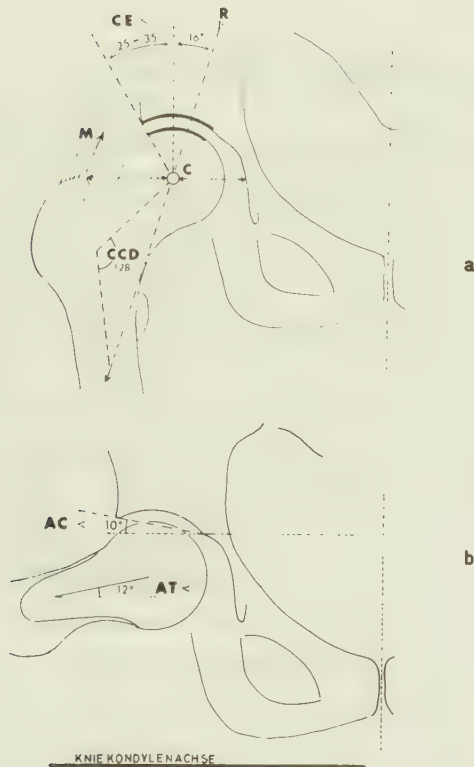


Abb. 13 a) Auf der Röntgenaufnahme in Normalstellung sind folgende Messungen abzulesen:

Projizierter CCD-Winkel (Zentrum-Kollum-Diaphysenwinkel)
 Zentrum-Ecken-Winkel von Wiberg
 Lage des Schenkelkopfmittelpunktes bezüglich der Frontalebene
 Einfallsrichtung R der Druckresultierenden

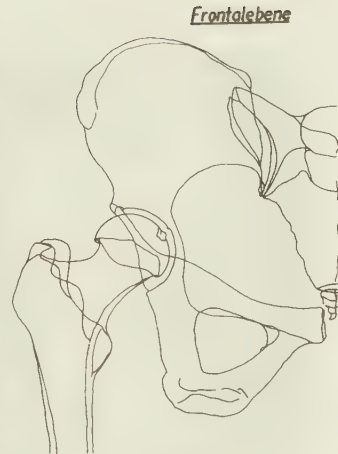
b) Auf der Aufnahme mit angebeugtem, abgespreiztem Oberschenkel ist abzulesen:
 Projizierter AT-Winkel (Antetorsionswinkel)
 AC-Winkel (Pfannendachwinkel)

3.2.5 Querschnittebenen und Gelenkkongruenz

Mit dem im Rahmen der vorliegenden Arbeit entwickelten Auswerteverfahren für Röntgenstereoaufnahmen ist man erstmals in der Lage, das menschliche Skelett räumlich naturgetreu zu rekonstruieren. Die damit verbundene Möglichkeit, durch das virtuelle Raummodell beliebige Querschnittebenen legen zu können, insbesondere die röntgenologisch nicht darstellbaren Transversalschnittebenen, hat besonders für die verwickelten anatomischen Strukturen am Hüftgelenk eine überragende Bedeutung für die klinische Orthopädie.

Abbildung 14 zeigt die der konventionellen Röntgentechnik allein zugängliche Frontalschnittebene, Abbildung 15 zeigt die wegen der Dicke der Beckenknochen röntgenologisch bereits nicht mehr darstellbare Sagittalschnittebene mit der zugehörigen, aus dem Röntgenstereobildpaar möglichen Rekonstruktion, und Abbildung 16 zeigt die aus dem Raummodell mögliche Rekonstruktion der Transversalschnittebene, das heißt die Aufsicht auf den Beckenring von oben.

Die graphische Darstellung dieser drei Perspektiven ermöglicht eine eindeutige Beurteilung der knöchernen Verhältnisse am Beckenring und hüftgelenknahen Oberschenkelende und ermöglicht differenzierte Aussagen über das Kongruenzver-



Frontalebene

Abb. 14 Ansicht des Beckenringes von vorn:

- a) Lichtbildphotographische Darstellung des Skelette
- b) Mögliche Rekonstruktion der räumlichen Strukturen aus Stereo-Röntgenaufnahmen mit dem in Abschnitt 4.4.6 dargestellten Meßsystem

halten von Oberschenkelkopf und Hüftgelenkpfanne und die Konzentrizität der beiden gelenkenden Flächen.



Abb. 15 Seitenansicht des Beckenringes:

- a) Lichtbildphotographische Darstellung
- b) Rekonstruktion aus Stereoaufnahmen analog Abb. 14

Andererseits stellt die mangelnde Kongruenz der gelenkenden Flächen oftmals den entscheidenden oder alleinigen Grund für eine Operationsindikation dar. Der unmittelbare Einblick in

die geometrische Beschaffenheit des Gelenkes stellt einerseits die Grundlage dar für die diagnostische Informationsgewinnung, andererseits für das Aufstellen eines physiologischen Operationsplans im Rahmen kurativer Maßnahmen, zum Beispiel in Form von hüftgelenknahen Femurosteotomien. Mit der Lösung dieses Problems ist der klinischen Orthopädie eine entscheidende Erweiterung ihrer diagnostischen Möglichkeiten gegeben.

Transversalebene

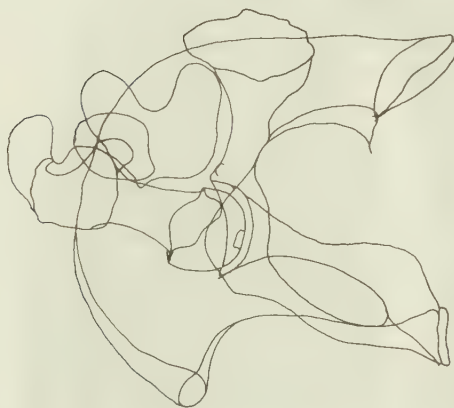


Abb. 16 Ansicht des Beckenringes von oben:
Dargestellt ist die mit keinem anderen diagnostischen
Verfahren darstellbare Transversalschnittebene auf
verschiedenen Höhen.

3.2.6 Lockerung von Hüftgelenksimplantaten

In den letzten Jahren wurde in zunehmendem Maße von der Möglichkeit Gebrauch gemacht, durch Arthrose oder andere Erkrankungen insuffizient gewordene Hüftgelenke alloarthroplastisch zu ersetzen, so daß gegenwärtig rund 300 000 Patienten endoprothetisch versorgte Hüftgelenke haben (Abb. 17).



Abb. 17 Röntgenaufnahme einer Hüftalloarthroplastik

Obwohl die Operationstechnik, die materielle Beschaffenheit und Formgebung des implantierten Gelenkersatzes, sowie das zur Anwendung kommende Einbettungsmaterial laufend verbessert werden, ist bis heute die hohe Quote von Implantatlockerungen und -brüchen (Abbildung 18), die zwischen 10 und 30 % liegt und in eine Versteifung des operierten Hüftgelenkes einmündet, in ihrer Genese nicht erkannt.

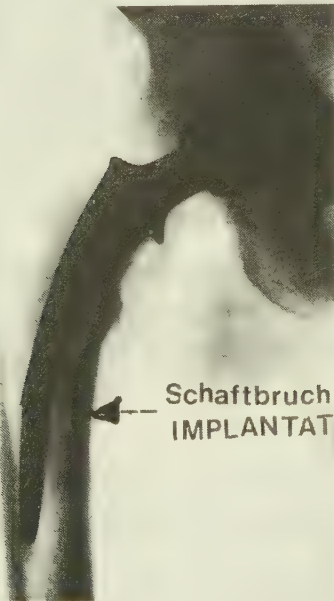


Abb. 18 Endoprothesenschaftbruch

Andererseits zeigt die Erfahrung, daß mit progressiver Schaftlockerung des alloarthroplastischen Gelenkersatzes die Wahrscheinlichkeit für eine erfolgreiche Reimplantation geringer wird. Daher gehen die klinischen Bestrebungen dahin, Methoden der Verlaufsbeobachtung zu entwickeln, die eine Implantatlockerung zu einem möglichst frühzeitigen Punkt erkennen lassen und damit eine günstige Prognose für eine Reimplantation gewährleisten. Mit den bisher zur Verfügung stehenden Mitteln der konventionellen Röntgentechnik ist jedoch die Frühdiagnose einer Implantatlockerung prinzipiell unmöglich, wie die folgenden Ausführungen zeigen:

Ein grundsätzlich geeignetes Verfahren zur Früherkennung einer Implantatlockerung wäre in Analogie zur CCD- und AT-Winkelbestimmung am nativen Hüftgelenknahe Oberschenkelende die Bestimmung der CCD- und AT-Winkelverhältnisse zwischen Endoprothesenhals und Schenkelschaft. Dabei geht man wie folgt vor:

Im Falle einer Hüftalloarthroplastik ist es auf Grund der bekannten, für alle Endoprothesen eines bestimmten Modells konstanten geometrischen Formgebung möglich, einen reproduzierbaren intrinsischen Endoprothesenwinkel γ zu definieren.

Abbildung 19 zeigt in orthograder Projektion drei gebräuchliche Endoprothesentypen und die Definitionsvorschrift von γ



Abb. 19 Gebräuchliche Endoprothesentypen in orthograder Aufsicht
Eingezeichnet sind die Endoprothesenwinkel .
a)Müller-Chernley, Protasul 1 , $\gamma = 130$ Grad
b)Müller-Chernley, Protasul 10, $\gamma = 130$ Grad
c)Rotationsendoprothese nach Huggler-Weber, $\gamma = 125$ Grad

für jedes Modell. Bei der Messung von γ beziehungsweise seiner Projektion γ_2 in die Filmebene wird zunächst die durch den Kopfmittelpunkt und die Halsmitte verlaufende Gerade, das heißt die Endoprothesenhalsachse, im Bild eingezeichnet. Die zweite winkelbestimmende Gerade, die Endoprothesenschaftachse,

ist zunächst unbestimmt und beliebig wählbar. Aus Gründen der einfachen Reproduzierbarkeit ist es sinnvoll, die Endoprothesenschaftachse durch die Endoprothesenschaftspitze und den Schnittpunkt der Endoprothesenhalsachse mit der Kontur des Endoprothesenschattens zu definieren, wie in Abbildung 19 dargestellt.

Die Formkonstanz der Endoprothese gestattet es im Prinzip, die interessierenden CCD- und AT-Winkelverhältnisse aus einer Röntgenaufnahme zu errechnen. Abbildung 20 zeigt schematisch die wichtigsten Größen am endoprothetisch versorgten Hüftgelenknahen Oberschenkelende, wobei im allgemeinen Fall die Endoprothesenhalsachse frei zwischen $\overline{OA}$ und $\overline{OA'}$ und gleichzeitig die Endoprothesenschaftachse zwischen $\overline{OB}$ und $\overline{OB'}$ variieren kann.

Da der intrinsische Endoprothesenwinkel γ bekannt ist, die Projektion γ_2 dieses Winkels in die Filmebene und der projizierte Winkel $\mathcal{S}_2$ zwischen Endoprothesenschaft und Oberschenkelchaft in der Röntgenaufnahme gemessen werden können, kann man durch zwei Gleichungen die beiden gesuchten Winkel α und β bestimmen. Hierbei ist α der funktionelle AT-Winkel, β der funktionelle CCD-Winkel.

Für die folgende quantitative Ableitung soll die Endopro-

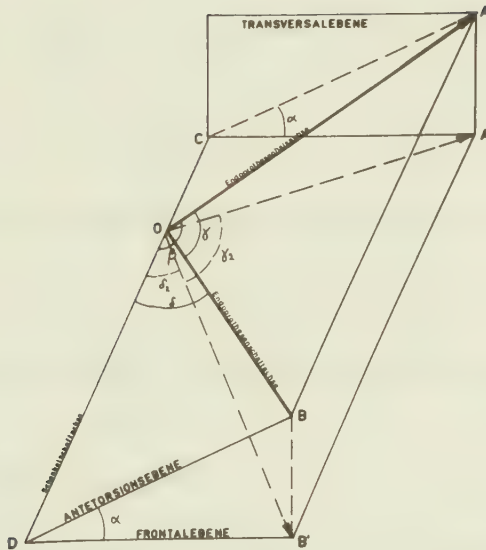


Abb. 20 Die für das Verständnis des Röntgenbildes wichtigen Größen am endoprothetisch versorgten Hüftgelenknahe n Oberschenkelende:

- OA = Endoprothesenhalsachse
- OB = Endoprothesenschaftachse
- OD = Oberschenkschaftachse
- OA' = Projektion von OA in die Bildebene
- OB' = Projektion von OB in die Bildebene
- α = AT-Winkel
- γ = Endoprothesenwinkel
- δ = Endoprothesenschaft-Schenkschaft-Winkel
- β = funktioneller CCD-Winkel

thesenschaftachse mit der Schenkelschaftachse zusammenfallen, das heißt $\delta = 0$ und $\gamma = \beta_1$ sein (Abb. 21).

Dann gilt für das in der Transversalebene liegende Dreieck ACA':

$$a = b \cdot \cos \alpha \quad (3.1)$$

Für das in der Frontalebene liegende Dreieck COA' ergibt sich:

$$a = c \cdot \tan (180^\circ - \beta_2) \quad (3.2)$$

und für das in der Antetorsionsebene liegende Dreieck COA erhält man:

$$b = c \cdot \tan (180^\circ - \beta_1) \quad (3.3)$$

Durch Gleichsetzen von (3.1) und (3.2) ergibt sich

$$b \cdot \cos \alpha = c \cdot \tan (180^\circ - \beta_2) \quad (3.4)$$

und durch Einsetzen von (3.3) in (3.4) erhält man das Ergebnis

$$c \cdot \tan (180^\circ - \beta_1) \cdot \cos \alpha = c \cdot \tan (180^\circ - \beta_2) \quad (3.5)$$

Vereinfachung unter Benutzung der Formel

$$\tan (180^\circ - \phi) = - \tan \phi \quad (3.6)$$

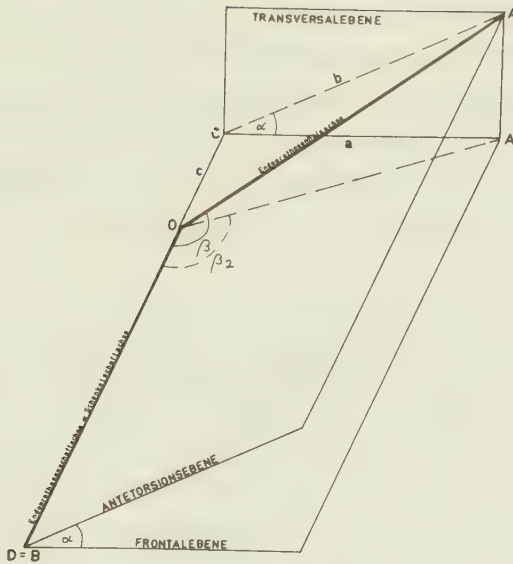


Abb. 21 Sonderfall von Abb. 20. Endoprothesenechseftachse und Schenkelechseftachse fallen zusammen. $\beta = \gamma$, $\delta = 0^\circ$

ergibt das Ergebnis

$$\tan \beta \cdot \cos \alpha = \tan \beta_2 \quad (3.7)$$

beziehungsweise nach α aufgelöst

$$\alpha = \arccos \left(\frac{\tan \beta_2}{\tan \beta} \right) \quad (3.8)$$

Hierbei ist β der konstante intrinsische Endoprothesenwinkel, β_2 ist ein in die Filmebene projizierter und in der Röntgenaufnahme meßbarer Winkel, der eine Aussage über die Ante- bzw. Retrotorsion α des Endoprothesenhalses gestattet (Abb. 22). Hierbei beinhaltet die unterschiedlich scharfe Randzeichnung filmnaher und filmferner Objekte die notwendige Information zur Entscheidung über das Vorliegen einer Antetorsion oder einer Retrotorsion des Endoprothesenhalses.

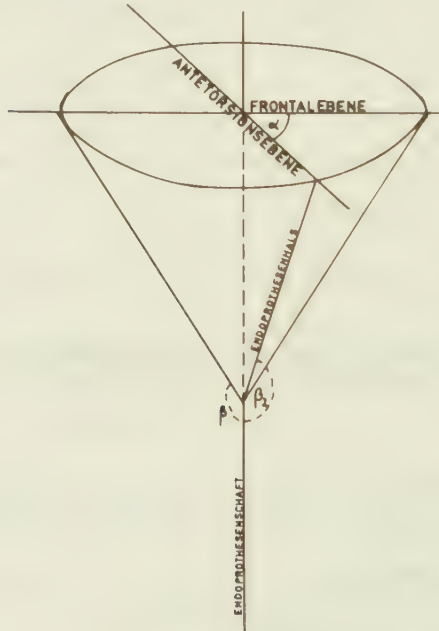


Abb. 22 Zur Berechnung des Winkels α aus einem gemessenen Winkel β_2 bei konstantem β .

In Tabelle 1 und 2 sind die bei fest vorgegebenem intrinsischen Endoprothesenwinkel β und gemessenem Winkel β_2 aus Formel (3.6) sich berechnenden Antetorsions- bzw. Retro-torsionswinkel α angegeben. Dabei zeigt sich besonders eindrucksvoll der hohe projektorische Informationsverlust der konventionellen Röntgendiagnostik, hervorgerufen durch die Verdichtung des dreidimensionalen Aufnahmeobjektes in einem zweidimensionalen Röntgenbild.

Nimmt man bei der konventionellen Röntgenbildauswertung eine Meßgenauigkeit bei der Winkelbestimmung von ± 1 Grad an, so ergeben sich für geringe Implantatlockerungen, d. h. für kleine Änderungen in β_2 , bereits so große Änderungen in der Antetorsion, daß eine klinisch-relevante Aussage über die vorliegenden wahren Winkelverhältnisse unmöglich ist. So zeigt zum Beispiel Tabelle 1, daß unter den Bedingungen der konventionellen Auswertegenauigkeit bei einer Änderung des gemessenen Winkels β_2 von 130 auf 131 Grad die Antetorsion sprunghaft von 0 auf 15 Grad ansteigt.

Die vorstehenden Ausführungen unterstreichen erneut die bekannte Tatsache, daß im Rahmen der konventionellen Röntgenbildauswertung lediglich sehr grobe strukturelle Veränderungen erkannt werden können, was eine Früherkennung von Implantatlockerungen völlig unmöglich macht.

CHARNLEY - MÜLLER

β_2 (Grad)	α (Grad)
130.0	0
130.1	5
130.2	7
130.3	8
130.4	10
130.5	11
130.6	12
130.7	13
130.8	14
130.9	14
131	15
132	21
133	26
134	30
135	33
140	45
145	54
150	61
155	67
160	72

Tabelle 1

HUGGLER - WEBER

β_2 (Grad)	α (Grad)
125.0	0
125.1	5
125.2	7
125.3	8
125.4	10
125.5	11
125.6	12
125.7	13
125.8	14
125.9	15
126	16
127	22
128	26
129	30
130	33
135	46
140	54
145	61
150	66
160	75

Tabelle 2

Tab 1 u. 2 Bestimmung des AT-Winkels α aus dem im konventionellen Röntgenbild gemessenen projizierten Winkel β_2 für zwei gebräuchliche Implantate
Vgl. mit Abb. 21 und 22

4. ERGEBNISSE UND DISKUSSION

4.1 Paßpunktmessungen

Zur Ermittlung der optimalen Zahl und Lage der Paßpunkte für die Meßbildorientierung wurden in einer ersten Meßreihe in einem Stereobildpaar mit Basisverhältnis $\gamma = 0,15$ jeweils 10 Messungen mit $n = 4, 5, \dots, 10$ Paßpunkten durchgeführt, wobei jeweils $n-1$ filmnahe, scharf abgebildete und daher gut meßbare Lagepaßpunkte und ein filmferner Höhenpaßpunkt ausgemessen wurden. Aus diesen Werten wurden mittels des in 3.2.1 beschriebenen Kalibrierprogramms die Aufnahmeparameter des Bildpaares bestimmt und der Raumlagefehler zwischen Soll- und Istlage der Paßpunkte berechnet. In Abbildung 23 ist der Mittelwert sowie die Standardabweichung des Raumlagefehlers der Messungen in Abhängigkeit von der Paßpunktanzahl n aufgetragen. Es zeigt sich, daß die Meßergebnisse mit dem theoretisch erwarteten, proportional $1/\sqrt{n}$ kleiner werdenden Raumlagefehler verträglich sind. Dabei ist n die Zahl der Paßpunkte, die zur Bestimmung der Bildorientierungselemente benutzt wurden.

In einer zweiten Meßreihe wurden unter denselben Bedingungen $n = 4, 5, \dots, 10$ Paßpunkte so ausgemessen, daß $n-3$ filmnahe Lagepaßpunkte und drei filmferne Höhenpaßpunkte gewählt wurden. Nach Bestimmung der Bildorientierungselemente wurde ebenfalls der Raumlagefehler in Abhängigkeit von der gemessenen

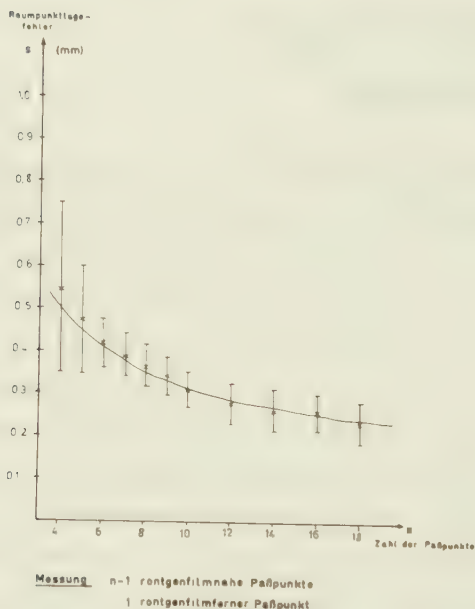


Abb. 23 Mittlerer Raumpunktlagefehler und seine Standardabweichung aus 10 Messungen in Abhängigkeit von der Anzahl n der gemessenen Paßpunkte. Die ausgezogene Kurve gibt die theoretischen Erwartungswerte gemäß $1/\sqrt{n}$ an.

nen Paßpunkanzahl n berechnet. Auch hier ergibt sich (Abb. 24) eine näherungsweise Übereinstimmung zwischen experimentellem Ergebnis und theoretischem Erwartungswert. Der Vergleich von Abbildung 23 mit Abbildung 24 jedoch zeigt, daß die Punktlagestreuungen in der zweiten Messung für alle Werte n größer als bei der ersten Messung sind. Dieses Ergeb-

nis läßt sich aus dem unterschiedlichen Abbildungsverhalten röntgenfilmaher und röntgenfilmferner Paßpunkte erklären; filmnahe Paßpunkte werden scharf abgebildet und können genau angemessen werden, filmferne Paßpunkte werden wesentlich unschärfer abgebildet und können dementsprechend nur ungenau in ihrer räumlichen Lage reproduziert werden.

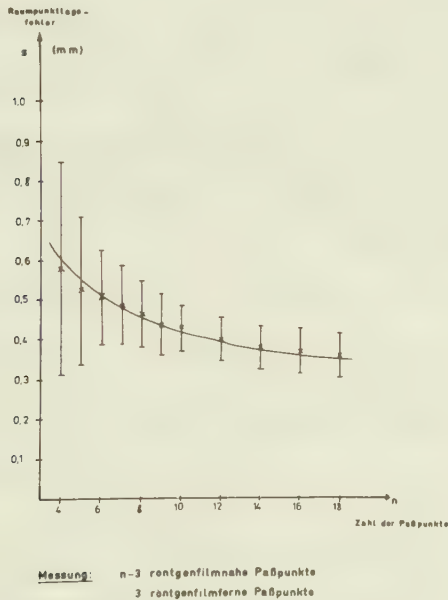


Abb. 24 Bestimmung des Raumpunktlagefehlers wie bei Abb. 23

Zum Zwecke einer möglichst genauen Bestimmung der Aufnahme-parameter empfiehlt es sich daher, ebenso wie in der terrestrischen Photogrammetrie, möglichst viele und untereinander distante Lagepaßpunkte zu bestimmen und nur einen oder wenige Höhenpaßpunkte mit großer Genauigkeit zu vermessen.

Die optimale Anzahl von Paßpunkten soll dann als gegeben angesehen werden, wenn die Messung weiterer Paßpunkte nur noch vernachlässigbar kleine oder überhaupt keine Verbesserungen im Raumpunktlagefehler ergeben. Unter Verwendung dieses Abbruchkriteriums ist die Vermessung von 10 bis 12 Paßpunkten für eine präzise Bildorientierung ausreichend, ein größerer Meßaufwand hat keine entsprechende Verbesserung der Bildkalibrierung zur Folge.

4.2 Meßgenauigkeit des Auswerteverfahrens bei orthopädisch-röntgenologischen Fragestellungen

Entsprechend den in vorliegender Arbeit behandelten Fragestellungen lassen sich die im Röntgenbild meßbaren Punkte 4 Klassen zuordnen, deren Meßgenauigkeit in 4 Meßreihen zu je $n = 100$ Punkten auf statistischem Wege bestimmt wurde.

Dabei werden die Meßwerte auf Grund einer Vielzahl kleiner Störeinflüsse mit einem Beobachtungsfehler behaftet sein, der die Meßergebnisse in ganz unkontrollierbarer Weise verfälscht. Diese Fehler, deren Ursache sich einer Kontrolle entzieht, sind unvermeidbar und werden als statistische Fehler bezeichnet. Bei einer Vielzahl von Messungen werden die Meßwerte um einen Mittelwert $\bar{x}$ streuen und näherungsweise die unbekannte wahre Punktlage μ bestimmen, ebenso dient die Standardabweichung s der Meßreihe als Schätzung der Standardabweichung σ der Grundgesamtheit aller denkbaren Punktmessungen. Die Standardabweichung grenzt einen Bereich von 68% aller möglichen Messungen ab.

Die Meßergebnisse zeigt Tabelle 3. Alle Messungen wurden an einem Röntgenstereobildpaar mit Basisverhältnis $\gamma = 0,15$ durchgeführt. Man sieht, daß in allen 4 Meßreihen die Z-Koordinate, die ja ein Schätzen der Tiefenlage des Meßpunktabstandes vom Betrachter darstellt, am ungenauesten ist.

Meßreihe	Art der Messungen	Zahl der Messungen	Standardabweichung		
			S_x	S_y	S_z
1	filmnahe Metallmarke	100	0.02	0.02	0.04
2	filmferne Metallmarke	100	0.05	0.05	0.10
3	deutlicher Knochenpunkt	100	0.10	0.10	0.35
4	unscharfer Knochenpunkt	100	0.5	0.5	0.7

Tab. 3 Mit den Mitteln der Stereoröntgenbildauswertung erzielbare Meßgenauigkeit in der praktischen Anwendung. Basisverhältnis $\varphi = 0,15$

Diese Tatsache erscheint aus den Fehlerformeln der Röntgenstereophotogrammetrie verständlich: Für den Normalfall zeigt Abbildung 25 schematisch die Umrechnung von Bild- auf Raumkoordinaten.

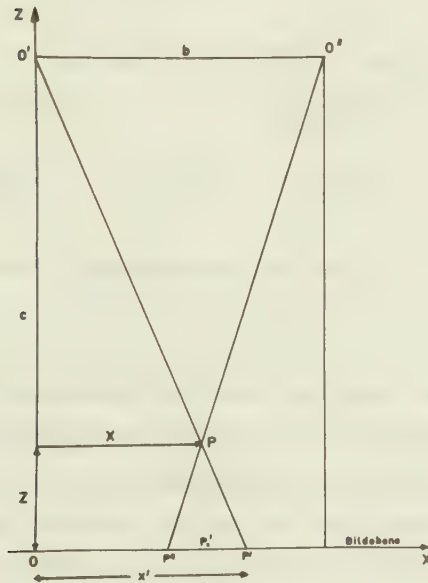


Abb. 25 Umrechnung von Bild- auf Raumkoordinaten im Normalfall.

Wählt man das Raumkoordinatensystem X, Y, Z so, daß sein Ursprung im Hauptpunkt O des linken Bildes zu liegen kommt (Abb. 25), so lassen sich die Raumkoordinaten X, Y, Z eines Objektpunktes P aus seinen Bildkoordinaten $x'y'$ im linken und $x''y''$ im rechten Halbbild auf Grund einfacher geometrischer Überlegungen nach folgenden Formeln errechnen:

$$X = \frac{b}{b + p'_x} x' \quad (4.1)$$

$$Y = \frac{b}{b + p'_x} y' \quad (4.2)$$

$$Z = \frac{cp'_x}{b + p'_x} \quad (4.3)$$

wobei $p'_x = x' - x''$ die Horizontalparallaxe der Bildpunkte P' und P'' ist.

Aus Formel (4.3) sieht man erneut die fundamentale Bedeutung der Horizontalparallaxe p'_x für die stereoskopische Tiefenwahrnehmung. Punkte gleicher Horizontalparallaxe p'_x werden im virtuellen Raummodell in einer Ebene parallel zur Filmebene wahrgenommen. Ferner erkennt man aus Gleichung (4.1) bis (4.3) die Bedeutung von p'_x für die Tiefenseehärfte. Bei n -facher Vergrößerung der Basis b wird die Horizontalparallaxe so vergrößert, daß ein n -fach verkleinertes Raummodell in $1/n$ der Entfernung wahrgenommen wird. So wird beispielsweise bei Verdopplung des Augenabstandes und einer

Objektentfernung von 30 cm bei der Betrachtung der entstandenen Stereobilder das Objekt in halber Größe 15 cm vor den Augen virtuell gesehen.

Die Genauigkeit der Punktbestimmung aus Stereoaufnahmen hängt wesentlich von der Genauigkeit der Messung der Horizontalparallaxe ab.

Wendet man das Gaußsche Fehlerfortpflanzungsgesetz (18) auf die Tiefenlage Z an:

$$Z = \frac{cp'_x}{b + p'_x} = f(b, p'_x, c) \quad (4.4)$$

so ergibt sich

$$s_Z = \frac{1}{b + p'_x} \sqrt{\frac{p_x'^2 c^2}{(b + p'_x)^2} \cdot s_b^2 + p_x'^2 s_c^2 + b \cdot c \cdot s_{p'_x}^2} \quad (4.5)$$

Gleichung (4.5) beschreibt den gesamten Einfluß der Bildkoordinatenfehler auf den mittleren Fehler in Z-Richtung im Normalfall der Röntgenstereophotogrammetrie. Die fehlertheoretische Gleichung (4.5) zeigt erneut die bereits qualitativ begründete Bedeutung des Basisverhältnisses für das räumliche Auflösungsvermögen: Vergrößerung der Aufnahmebasis b führt bei gleichbleibendem mittleren Fehler s_b , s_c , $s_{p'_x}$ und konstantem Film-Fokusabstand c zu einem kleineren mittleren Fehler in Z-Richtung, d.h. zu einer gesteigerten räumlichen Seh-

schärfe. Dieser Umstand ist für Messungen an wenig konturierten Knochenstrukturen von entscheidender Bedeutung, da durch Vergrößerung der Basis die Perspektive in einem Maße überhöht werden kann, daß eine zuverlässige Tiefenunterscheidung ermöglicht wird (Abb. 26).

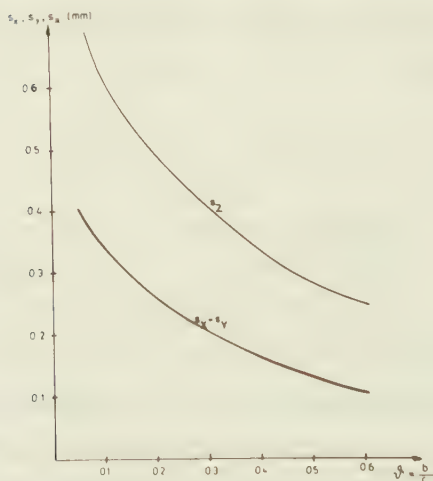


Abb. 26 Einfluß des Basisverhältnisses auf die Raumkoordinaten im Normalfall der Photogrammetrie für konstante Fehler $s_b = s_c = 0,5$ mm und $s_{p'_x} = s_{x'} = s_{y'} = 0,2$ mm.

4.3 Bestimmung der Winkelverhältnisse am hüftgelenknahen Oberschenkelende

Wie in Abschnitt 4.4 zu zeigen sein wird, kann die Bestimmung der Winkelverhältnisse am hüftgelenknahen Oberschenkelende als Spezialfall des dort behandelten allgemeinen Querschnittsebenenproblems aufgefaßt werden. Dennoch ist es sinnvoll, die Bestimmung der Winkelverhältnisse in einem gesonderten Abschnitt zu betrachten, da sie mit den Mitteln der konventionellen Röntgendiagnostik den einzig möglichen Zugang zu einer quantifizierenden Beschreibung der anatomischen Strukturen des hüftgelenknahen Oberschenkelendes ermöglicht und dementsprechend eine große Bedeutung für Diagnostik und Therapie hat.

Die in diesem Abschnitt behandelte mathematisch-analytische Beschreibung der Winkelverhältnisse am hüftgelenknahen Oberschenkelende kann in vier Teilprobleme zerlegt werden:

4.3.1 Mathematisches Modell des Oberschenkelknochens

Zunächst wurden die verwickelten anatomischen Gegebenheiten auf die für die Fragestellung relevanten Grundstrukturen reduziert. Der Schenkelhals kann durch einen Vektor a , der Schenkelschaft durch einen Vektor b dargestellt werden (Abb. 27)



Abb. 27 Modell zur Darstellung des CCD-Winkels φ und des AT-Winkels α . Die Punkte H_1 und H_2 definieren die Frontalebene. Zur Definition der Messpunkte siehe Abb. 28.

Zur Definition von a und b ist es erforderlich, sowohl klinisch relevante wie anatomisch gut sichtbare Meßpunkte am Oberschenkelknochen zu definieren, um zu konstanten und reproduzierbaren Ergebnissen zu gelangen. Die in Abb. 28 a dargestellten 10 Meßpunkte H_1 bis H_{10} erfüllen diese Forderung. Aus Abb. 28 b ist ersichtlich, daß es sich bei diesen Meßpunkten lediglich um einen Sonderfall des in Abschnitt 4.4

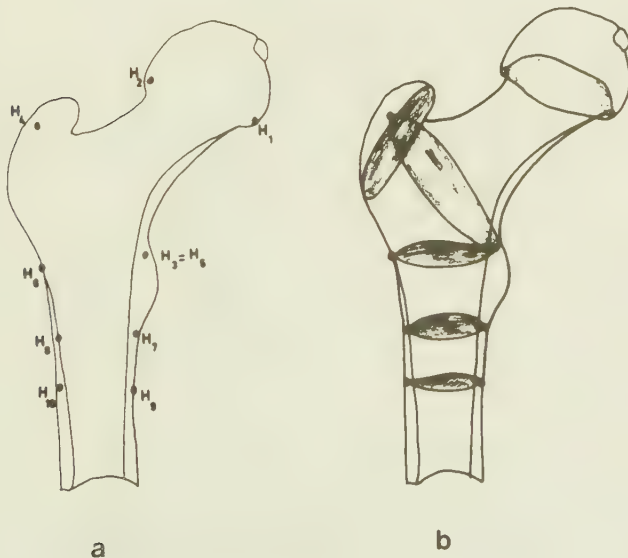


Abb. 28 a) Definition der Punkte H_1 bis H_{10} , die zur Winkelbestimmung herangezogen werden.
b) H_1 bis H_{10} sind Endpunkte der in Abschnitt 4.4 bestimmten Querschnittebenen.

zu diskutierenden allgemeinen Querschnittebenen- und Kongruenzprobleme handelt. Die Punkte H_1 bis H_{10} sind Grenzpunkte entsprechender Ebenen. Aus H_1 bis H_8 werden die Punkte P_1 bis P_4 berechnet, H_9 und H_{10} bestimmen die Frontalebene. (Abb. 27).

4.3.2 Genauigkeit der Winkelbestimmung

Auf der Grundlage des vorstehend beschriebenen Modells wurde die erzielbare Genauigkeit der CCD- und AT-Winkelbestimmung unter Zugrundelegung der in Abschnitt 4.2 bestimmten Punktlagestreuungen anhand einer Modellrechnung analysiert.



$$\varphi = \arccos \frac{\vec{a} \cdot \vec{b}}{|\vec{a}| \cdot |\vec{b}|} = \varphi(x_1, x_2, x_3, x_4, z_1, z_2, z_3, z_4)$$

Abb. 29 Modell zur fehlertheoretischen Analyse der Meßgenauigkeit eines Winkels φ als vermittelnder Beobachtung von P_1 bis P_4 .

In Abbildung 29 wird durch die Meßpunkte $P_1 (x_1, y_1, z_1)$ und $P_2 (x_2, y_2, z_2)$ der Vektor

$$\vec{a} = (x_2 - x_1) \vec{i} + (y_2 - y_1) \vec{j} + (z_2 - z_1) \vec{k} \quad (4.6)$$

definiert, die Maßpunkte $P_3 (x_3, y_3, z_3)$ und $P_4 (x_4, y_4, z_4)$ definieren den Vektor

$$\vec{b} = (x_4 - x_3) \vec{i} + (y_4 - y_3) \vec{j} + (z_4 - z_3) \vec{k} \quad (4.7)$$

Die beiden Vektoren $\vec{a}$ und $\vec{b}$ definieren einen eingeschlossenen Winkel, der sich nach dem Cosinussatz bestimmt zu:

$$\begin{aligned} \varphi &= \arccos \frac{\vec{a} \cdot \vec{b}}{|\vec{a}| \cdot |\vec{b}|} \\ &= \frac{(x_4 - x_3) \cdot (x_2 - x_1) + (y_4 - y_3) \cdot (y_2 - y_1) + (z_4 - z_3) \cdot (z_2 - z_1)}{\sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 + (z_2 - z_1)^2} \cdot \sqrt{(x_4 - x_3)^2 + (y_4 - y_3)^2 + (z_4 - z_3)^2}} \end{aligned} \quad (4.8)$$

Hierbei stellen die $(x_i, y_i, z_i; i=1,4)$ 12 gemessenen Größen dar, deren mittlerer statistischer Fehler in Abschnitt 4.2 zu $s = 0,2 \text{ mm}$ bestimmt wurde. φ ist eine Funktion dieser 12 Variablen:

$$\varphi = \varphi(x_1, y_1, z_1, x_2, y_2, z_2, x_3, y_3, z_3, x_4, y_4, z_4) \quad (4.9)$$

Gemäß dem Gaußschen Fehlerfortpflanzungsgesetz errechnet sich die Streuung s_φ als vermittelnde Beobachtung zu:

$$s_\varphi = s \sqrt{\left(\frac{\partial \varphi}{\partial x_1}\right)^2 + \left(\frac{\partial \varphi}{\partial y_1}\right)^2 + \dots + \left(\frac{\partial \varphi}{\partial z_4}\right)^2} \quad (4.10)$$

Die Ausrechnung dieses Ausdrucks liefert nach einiger Rechnung für den mittleren Fehler von φ das Endergebnis

$$s_{\varphi} = \frac{\sqrt{2} \cdot s}{\sqrt{\vec{a} \cdot \vec{b}^2 - (\vec{a} \cdot \vec{b})^2}} \sqrt{\vec{a}^2 - \vec{b}^2 - \frac{(\vec{a} \cdot \vec{b})^2}{\vec{a}^2} - \frac{(\vec{a} \cdot \vec{b})^2}{\vec{b}^2}} \quad (4.11)$$

Abbildung 30 zeigt die resultierende Streuung s_{φ} in Abhängigkeit von der Länge des definierenden Vektors $|\vec{a}|$ für

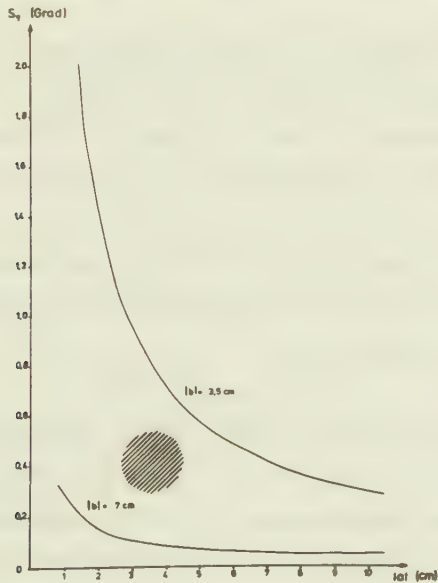


Abb. 30 Mittlerer Fehler s_{φ} unter Zugrundelegung des in Abbildung 29 dargestellten Modells in Abhängigkeit von $|\vec{a}|$ für 2 Werte von $|\vec{b}|$ als Parameter. Der Punktlagefehler ist $s = 0,2 \text{ mm}$.

2 Werte von $\vec{b}$ als Parameter. Es zeigt sich, daß mit wachsendem $\vec{a}$ und $\vec{b}$ die Bestimmung des Winkels γ genauer wird, oder anders formuliert: bei Körpern sehr geringer Ausdehnung liefert die Meßmethode nur Ergebnisse minderer Aussagekraft, da s größer wird. Daraus läßt sich als praktische Konsequenz ableiten, die Methode der Röntgenstereophotogrammetrie vorzugsweise für die Beschreibung der großen Gelenke des menschlichen Körpers anzuwenden.

Unter Zugrundelegung eines mittleren Meßfehlers von $s = 0,2 \text{ mm}$ in allen Koordinaten ergibt sich eine Genauigkeit der CCD- und AT-Winkelbestimmung bei den am Hüftgelenknahen Oberschenkelende vorkommenden Vektorenlängen $\vec{a}$ und $\vec{b}$ von $s_{\gamma} = 0,5 \text{ Grad}$.

Demgegenüber wird die mit den Mitteln der konventionellen Röntgendiagnostik erzielbare Meßgenauigkeit in der Literatur mit $s_{\gamma} = 5 \text{ Grad}$ angegeben (17).

Damit kann man ein erstes wichtiges Ergebnis angeben: Mit dem im Rahmen der vorliegenden Arbeit entwickelten Auswerteverfahren läßt sich die Meßgenauigkeit, d.h. die Standardabweichung der für eine Verlaufsbeobachtung am Hüftgelenknahen Oberschenkelende interessierenden Größen, um einen Faktor 10 gegenüber den früheren Verfahren verbessern.

Wenn neben dieser Präzision der Winkelbestimmung auch eine gute Reproduzierbarkeit gegeben ist, dann können erstmals exakte Längs- und Querschnittuntersuchungen bei Hüftgelenkerkrankungen durchgeführt werden.

4.3.3 Reproduzierbarkeit der Winkelbestimmung

Anschließend wurde die Reproduzierbarkeit der CCD- und AT-Winkelbestimmung für den Fall untersucht, daß eine in einem weiten Bereich variable Innen- beziehungsweise Außenrotation und Beuge- beziehungsweise Streckstellung des Oberschenkelknochens während der Aufnahme vorlag (Abb. 31).



Abb. 31 Schattenbilder desselben Femur in verschiedenen Rotations- und Beugestellungen nach STORCK (19). Je nach Lage des Beines kann die Täuschung im monoskopischen Bild erheblich sein.

In diesem Fall sind die Punkte H_1 bis H_{10} teilweise schwer zu lokalisieren und es ist von praktischem Interesse, welchen Einfluß Lagevariationen während der Aufnahme auf die Winkelbestimmung haben.

Hierzu wurde in einer ersten Meßreihe ein isolierter Femur mit genau bekanntem CCD- und AT-Winkel in vitro in einem Bereich von $\alpha = -25$ Grad bis $\alpha = +25$ Grad in Abständen von jeweils 5 Grad rotiert, geröntgt und die entsprechenden Röntgenstereobildpaare ausgemessen. Das Ergebnis zeigt Abbildung 32.

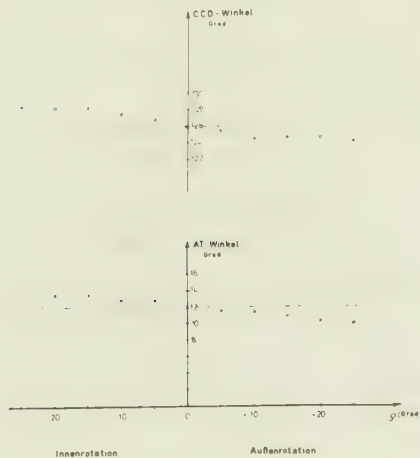


Abb. 32 Reproduzierbarkeit der CCD- und AT-Winkelbestimmung in Abhängigkeit von der Stellung des Oberschenkels bei der Aufnahme.

Trotz der großen und in praxi nicht vorkommenden Variation der Aufnahmebedingungen bleibt eine Reproduzierbarkeit der CCD- und AT-Winkelbestimmung auf ein Grad genau gewährleistet.

In einer zweiten Meßreihe wurde derselbe Femur aus der Streckstellung ($\varphi=0$ Grad) in Schritten von je 5 Grad in variable Beugstellungen gebracht (bis $\varphi=30$ Grad) und die entsprechenden Winkel berechnet. Im gesamten Variationsbereich waren die wahren Winkelverhältnisse innerhalb der Meßgenauigkeit des Verfahrens exakt reproduzierbar (Abb. 33).

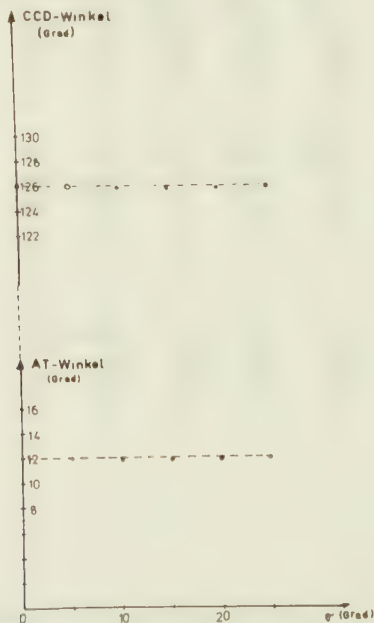


Abb. 33 Reproduzierbarkeit der CCD- und AT-Winkelverhältnisse in Abhängigkeit von der Beugstellung des Femur bei der Aufnahme.

4.3.4 Standardisierung des Meßverfahrens

Die Präzision und Reproduzierbarkeit der Winkelbestimmungen durch das im Rahmen der vorliegenden Arbeit entwickelte Auswerteverfahren führen zu einer Implementierung des Systems in die klinische Anwendung. Um einen rationellen Einsetz des Verfahrens zu gewährleisten, wurde ein standardisiertes Rechenprogramm entwickelt, welches nach Eingabe der 10 Meßpunkte H_1 bis H_{10} den CCD- und den AT-Winkel mit Konfidenzintervall berechnet und ausgibt (Abb. 34).

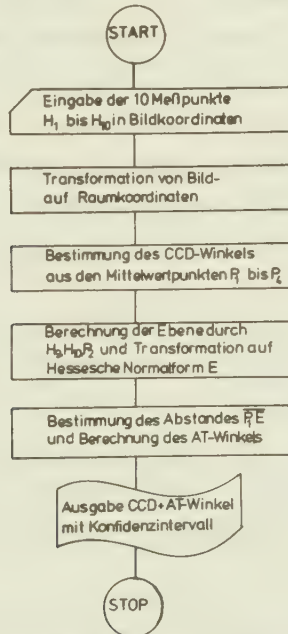


Abb. 34 Ablaufdiagramm des Rechenprogramms zur Bestimmung der Winkelverhältnisse am hüftgelenknahen Oberschenkelende

Bei der praktischen Bestimmung des CCD- und des AT-Winkels mißt man zunächst die vom Standpunkt der klinischen Medizin aus wohldefinierten Punkte H_1 bis H_{10} . Nach der statistischen Prüfung auf Plausibilität der Messungen, das heißt Abgrenzen eines anatomisch erlaubten Variationsbereichs und Ausblenden der signifikant von physiologischen Gegebenheiten abweichenden, eventuell pathologischen räumlichen Strukturen, werden aus H_1 bis H_8 mittels eines Rechenprogramms die Punkte P_1 bis P_4 bestimmt. Daren anschließend berechnet man nach dem Cosinussatz den CCD-Winkel. Bei der Bestimmung des AT-Winkels wird durch die drei Punkte H_9 , H_{10} und P_2 eine Ebene gelegt, die mit der Frontalebene gleichzusetzen ist, anschließend wird mittels der Hesseschen Normalform der Abstand d des Punktes P_1 von der so berechneten Frontalebene bestimmt. Durch Berechnung des Abstandes $\overline{P_1 P_2} = |\vec{a}|$ ergibt sich dann der AT-Winkel zu

$$AT = \arcsin \frac{d}{a} \quad (4.12)$$

Die stereoskopische Meßdatengewinnung und ihre Weiterverarbeitung mittels der entwickelten und standardisierten Methode kann zur Bestimmung des funktionsmechanisch wichtigen CCD- und AT-Winkels an einem großen Patientengut in der routinemäßigen Röntgendiagnostik eingesetzt werden.

4.4 Allgemeines Querschnittsebenen- und Kongruenzproblem

Die grundlegend neuen Möglichkeiten des in der vorliegenden Arbeit entwickelten Auswerteverfahrens liegen in der Möglichkeit einer plastischen räumlichen Rekonstruktion der knöchernen Strukturen des Hüftgelenkes. Diese Entwicklung wurde erst durch den gemeinsamen Einsatz mathematischer, statistischer und biometrischer Methoden ermöglicht. Sie ist umso bedeutsamer, als es damit erstmals möglich wird, mit einem geringen Meßaufwand alle interessierenden strukturellen Details des Knochens zu erfassen, auf einem geeigneten Datenträger zu speichern und zu jedem späteren Zeitpunkt einer beliebigen Fragestellung zuzuführen. Ziel dieser Arbeit war es, die mathematischen und statistischen Probleme bei der Querschnittsebenenbestimmung zu lösen.

Im Hinblick auf eine in jüngster Zeit erschienene Arbeit (20), die sich mit der Erfassung von Transversaleabschnittebenen aus Stereoröntgenbildern beschäftigt, sollen zunächst einige grundsätzliche Bemerkungen zur Physiologie der röntgenstereoskopischen Meßtechnik gemacht werden. Anschließend wird auf die mit der Auswertung verbundenen Probleme der Regressionebenenbestimmung, der Ausreißerelimination, der Konturbestimmung und der Konzeption des Rechenprogrammsystems eingegangen.

4.4.1 Meßbarkeit von Transversalschnittebenen aus Röntgen- stereoaufnahmen

Am Institut für Photoграмmetrie der Universität Stuttgart wurden im Rahmen einer Diplomarbeit kürzlich Versuche zur optimalen Erfassung der Knochenstruktur mit den Mitteln der Stereo-Röntgenphotogrammetrie durchgeführt (20).

Der zentrale Teil der Untersuchungen beschäftigte sich mit der Möglichkeit der Erfassung von Oberflächen- und Innenstrukturen des hüftgelenknahen Oberschenkelendes aus Stereoröntgenaufnahmen.

Die Untersuchungen wurden an einer Röhre aus einer Mischung von Gießharz und eingestreuten Aluminiumspänen durchgeführt, welche Knochenstrukturen simulieren sollte. Die Meßergebnisse zeigt Abb. 35, wobei ganz besonders der Vertikaldurchmesser beachtenswert erscheint.

Unter der Voraussetzung, daß die untersuchte Gießharz-Aluminium-Röhre tatsächlich knochenähnliche Strukturen simuliert, wurden im Rahmen der zitierten Arbeit Aussagen über die Genauigkeit der röntgen-stereophotogrammetrischen Meßgenauigkeit am wirklichen Knochen abgeleitet.

Die nachfolgenden Ausführungen sollen anhand mathematisch-analytischer Überlegungen, vor allem aber unter Berücksichtigung der Ergebnisse sinnesphysiologischer Forschung nachweisen, daß die Voraussetzung einer Vergleichbarkeit zwischen einem künstlichen Gießharz-Aluminium-Modell und einem tatsächlichen Röhrenknochen aufgrund fundamentaler Unterschiede in ihrer mikroskopischen Feinstruktur und dem daraus resultierenden andersartigen Verhalten sowohl bei monoskopischen wie auch bei stereoskopischen Abbildungen nicht gegeben ist.

3 SCHNITTE DURCH EINE "EINEN KNOCHEN ERSETZENDE" RÖHRE AUS GIEßHARZ
UND ALUMINIUMSPÄNEN (Maßstab 1:1) 1cm



Abb. 35 Querschnittsmessungen aus Stereo-Röntgenaufnahmen einer Gießharz/Aluminiumröhre (20).

1) Feinstruktur des Röhrenknochens

Zwei strukturelle Eigenschaften des Röhrenknochens sind die fundamentalen Informationsträger für die Röntgenbildauswertung unter den Bedingungen der Stereophotogrammetrie:

a) Die Knochengrundsubstanz mit ihrer vornehmlichen Lokalisation in der äußeren Corticalis eines Röhrenknochens. Diese bewirkt einen hohen Schwächungskoeffizienten für Röntgenstrahlen, sowie je nach Auftreffen derselben eine deutliche Abstufung der Grauwerte im Röntgenbild, proportional der durchgetrehten Schichtdicke.

b) Die trajektorielle Struktur der Spongiosabällchen, die trotz einer, den ungeübten Beobachter zunächst verwirrenden Mannigfaltigkeit eine hohe räumliche Periodizität und Symmetrie aufweist. Bei genetisch determinierter interindividueller Variation weist das lamelläre System der Spongiosabällchen eine Feinstruktur von hoher Formkonstanz auf, das in seiner Gesamtheit im Röntgenbild als ein reproduzierbares und somit der Erfahrung zugängliches Linienmuster imponiert und ein hohes Informationsangebot darstellt.

Diese beiden Strukturmerkmale sind in Abb. 36 anhand eines Frontalschnittes durch das hüftgelenknahe Oberschenkelende und eines Transversalschnittes unterhalb des trochanter minor verdeutlicht.

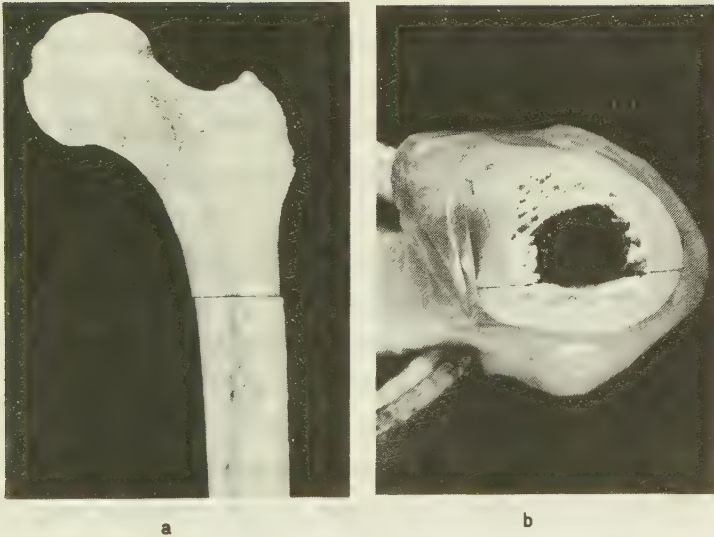


Abb. 36 Darstellung der inneren Architektur des hüftgelenk-
nahen Oberschenkelendes:
a) Frontalschnitt
b) Transversalschnitt

2) Feinstruktur des Gießharz-Aluminium-Modells

In Analogie zu dem soeben beschriebenen Röhrenknochen lassen sich an der Gießharz-Aluminium-Röhre die folgenden morphologischen Äquivalente ableiten:

a) Im Gegensatz zur stark absorbierenden Knochengrundsубstanz ist die Grundsубstanz aus Gießharz für Röntgenstrahlen näherungsweise durchsichtig und läßt auf keinen Fall eine der-

artige Grauabstufung im Röntgenbild entstehen, wie native Knochencorticalis. Damit entfällt die bereits im monoskopischen Bild mögliche Orientierung über das durchstrahlte Objekt.

b) Im Gegensatz zu der zwar individuell in gewissem Umfang unterschiedlichen, insgesamt jedoch an einem bestimmten Knochenort prinzipiell geordneten Verlauf der Knochenbälkchen (gleich Trajektorien) stellt die stochastische Verteilung der punktförmigen Aluminiumspäne des Modells ein informationsloses, nicht reproduzierbares und einer Auswertefahrung nicht zugängliches Helligkeitsrauschen maximaler Entropie dar. Dieses Helligkeitsrauschen ist charakterisiert durch ein Muster ohne Figuranteile, jeder Helligkeitswert ist statistisch unabhängig von jedem anderen Wert (21).

3) Aussagebreite monoskopischer Röntgenaufnahmen

Aus den im vorigen Abschnitt dargestellten Unterschieden in der Ultrastruktur resultiert ein unterschiedliches Abbildungsverhalten im Röntgenbild zwischen Röhrenknochen und einem Modell aus Gießharz mit Aluminiumspänen.

Bei der Auswertung wird die im Röntgenbild codierte Information in beiden Fällen als Muster erkannt, vom Gehirn jedoch völlig unterschiedlich interpretiert.

Zum Verständnis dieses Vorganges müssen einige grundlegende Ergebnisse erwähnt werden, die in jüngster Zeit auf dem Gebiet der Sinnesphysiologie und hier insbesondere des optischen Wahrnehmungsvermögens erarbeitet wurden.

HASSENSTEIN (22) hat in seinem klassischen Experiment über die Bewegungsperzeption des Rüsselkäfers *Clorophanus viridis* nachgewiesen, daß die optokinetische Reaktion nach Betrag und Vorzeichen stets das Produkt mehrerer zusammengesetzter Reize darstellt.

REICHARDT und VARJU (23) konnten anhand einer detaillierten Analyse der Umwelthelligkeitsverteilungen zeigen, daß diese experimentellen Befunde durch die Autokorrelationsauswertung von Information als Funktionsprinzip des Zentralnervensystems bedingt sind.

Neuere Untersuchungen (24) am Menschen bestätigen, daß für die Wahrnehmung und Erkennung von Mustern das Gehirn die vom Auge angebotene Information nicht seriell, sondern integral und parallel verarbeitet. Dies ist eine Konsequenz der neuronalen Divergenz-Konvergenz-Schaltung. Derartige Neuronalgitter sind zu völlig anderen Leistungen befähigt als etwa lineare Neuronenketten (zum Beispiel das "Strickleiternnervensystem").

Für die Auswertung von Röntgenaufnahmen muß eine Fähigkeit entwickelt werden, die aus der Wahrnehmung der angebotenen Helligkeitskontraste einerseits, einer hohen Abstraktionsfähigkeit andererseits besteht. Erst hierdurch wird es möglich, aus einer Vielzahl von Einzelinformationen eines Bildes das Wesentliche herauszuheben und Unwesentliches fortzulassen (Abb. 37). Die Divergenz-Konvergenz-Schaltung



Das Informationsangebot der Stereoröntgenaufnahmen von 10^8 bit/sec , welches die Rezeptoren der Retina erreicht, wird im Verhältnis 1:10 Millionen für die bewußt erlebte Perception reduziert (POLLAK, JULESZ). Die restliche Information wird subcortical mit Hilfe von Feedbacksystemen zum stereoskopischen Gesamtbild integriert. Die unbewußt perzipierte innere Architektur des proximalen Femurendes liefert die dafür entscheidende strukturelle Information.

Abb. 37 Übersichtsschema der visuellen Informationsverarbeitung des Menschen. Zahlenangaben nach POLLAK, JULESZ (25, 26).

stellt von Seiten des Zentralnervensystems das morphologische Substrat für die hierzu erforderlichen autokorrelatorischen Eigenschaften.

Im Folgenden soll auf der Basis dieser Überlegungen das Abbildungsverhalten des Röhrenknochens im Vergleich zu einer Gießharz-Aluminium-Röhre diskutiert werden.

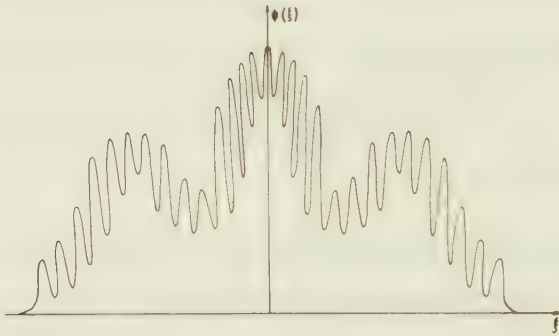
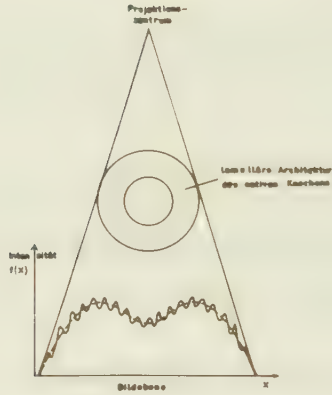
4) Abbildungseigenschaften des Röhrenknochens

In Abb. 38 a ist schematisch an einem Transversalschnitt die periodische und symmetrische Struktur des Röhrenknochens dargestellt. Die Röntgenaufnahme zeigt die Knochengrundsубstanz in Form einer Schwächungsfunktion mit einer gestrichelt dargestellten Linie.

Herrührend von der trajektoriellen Bälkchenstruktur wird nun dieser primären Schwächungsfunktion gegenüber Röntgenstrahlen eine zusätzliche Feinstruktur von hoher Periodizität aufmoduliert, deren Verlauf schematisch durch die ausgezogene Kurve angegeben ist.

5) Abbildungseigenschaften des Gießharz-Aluminium-Modells

In Abb. 39 a ist schematisch an einem Transversalschnitt die

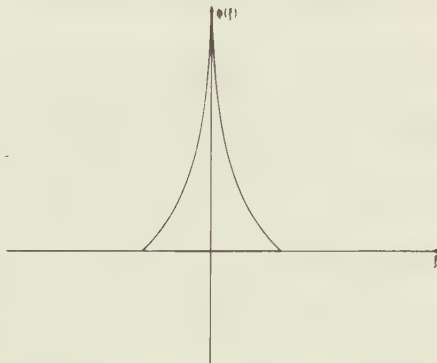
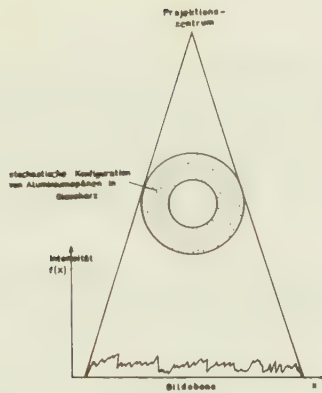


AUTOKORRELATIONSFUNCTION

$$g(\xi) = \frac{1}{2\xi} \int_{-\xi}^{\xi} f(x) f(x-\xi) dx$$

Abb. 38 a) Schematische Darstellung der Schwächungsfunktion $f(x)$, die ein durchstrahlter Röhrenknochen bei der Röntgenaufnahme erzeugt.

b) Schematische Darstellung der zu $f(x)$ gehörigen Autokorrelationsfunktion



AUTOKORRELATIONS-FUNKTION
FÜR BANDGEGRENZTES RAUSCHEN

$$\Phi(f) = \frac{1}{2K} \int_{-K}^{+K} f(x) f(x + \tau) dx$$

- Abb. 39 a) Schematische Darstellung der Schwächungsfunktion $f(x)$, die eine durchstrahlte Gießharz-Aluminiumröhre bei der Röntgenaufnahme erzeugt.
- b) Schematische Darstellung der zu $f(x)$ gehörigen Autokorrelationsfunktion.

Da der Bereich um $f = 0$ vom Zentralnervensystem unterdrückt wird, ist keine sinnvolle Informationsverarbeitung möglich.

stochastische, nicht reproduzierbare Verteilung von Aluminiumspänen in dem für Röntgenstrahlen durchsichtigen Gießharz dargestellt. Bei der Röntgenaufnahme ergibt sich eine Schwächungsfunktion $f(x)$ in Form eines Helligkeitsrauschens.

Die zugehörige Autokorrelationsfunktion ist in Abb. 39 b skizziert. Als Autokorrelationsfunktion ergibt sich näherungsweise eine Diracfunktion, deren Stärke von der Varianz der Helligkeitswerte um ihren Mittelwert und damit von der Punktlagedichte der Aluminiumspäne im Gießharz abhängt.

Im Vergleich von Abb. 38 b und 39 b sieht man, daß die Autokorrelationsfunktion die informationslosen Rauschanteile in der Umgebung von $\xi = 0$ abbildet und Periodizitäten des Musters über das gesamte ξ - Intervall hervorgehoben werden. Die Rauschanteile der Helligkeitsverteilung in der Umgebung von $\xi = 0$ werden durch die Filtereigenschaften der Sinnesrezeptoren unterdrückt, so daß lediglich die Figurenteile einer Helligkeitsverteilung den höheren Perzeptionsinstanzen transferiert werden.

Bei der Auswertung der beiden Bilder nach Abb. 38 a und 38 b werden stets neben dem zu messenden Punkt auch die Signalkombinationen der benachbarten Umgebung autokorreleatorisch gefiltert (Abb. 37). Beim Röhrenknochen kann auf diese Art ein kohärentes Muster die neuronale Filterkette passieren und

einer corticalen Verarbeitung zugeführt werden, wohingegen bei der Betrachtung einer Gießharz-Aluminium-Röhre die von ihrer Umgebung isolierte punktweise Information einer sinnvollen Verarbeitung unzugänglich ist.

6) Aussagebreite stereoskopischer Röntgenaufnahmen

Da Röntgenaufnahmen Durchdringungsbilder sind, stellt sich die photogrammetrische Auswertung anders dar, als diejenige, welche als Informationsträger ein gewöhnliches Lichtbild benutzt. Einwendungen gegen die Qualität in Bezug auf Schärfe und Detailzeichnung liegen beim Röntgenbild nicht so sehr am Abbildungsmedium gegenüber dem photographischen Lichtbild, sondern am Umgang mit diesem sonst in der Photogrammetrie unüblichen Medium. Die Benutzung von Stereobildpaaren erweist sich auch in der Röntgenphotogrammetrie bezüglich der räumlichen Zuordnung interessierender Raumpunkte genauso wertvoll wie bei der Luftbilddausmessung. Der meßtechnische Informationsgewinn ist hier jedoch auf eine dem Abbildungsmedium Röntgenbild adäquate Interpretationserfahrung angewiesen, die beim Luftbildinterpretieren natürlich in keiner Weise vorausgesetzt werden kann.

Über die prinzipiell gegebene Möglichkeit einer räumlichen Ausmessung des Objekts hinaus wird die in einer Röntgenaufnahme des Knochens enthaltene Feinstruktur der Infor-

mation durch die Aufnahme des Gegenstandes von zwei verschiedenen Perspektiven in beiden Bildern unterschiedlich codiert. Der redundante, die Bildinterpretation wie die Bildausmessung störende Anteil der Information wird teils hervorgehoben oder durch destruktive Interferenz unterdrückt. Äquivocation und Irrelevanz treten gegenüber der Transinformation zurück und der interessierende Bildinhalts des Stereobildpaares wird durch Überhöhung des Signal-Rausch-Verhältnisses transparent.

Demgegenüber sind bei der Gießharz-Aluminium-Röhre alle Aluminiumfixpunkte gleich und ununterscheidbar. Eine zweite Aufnahme aus einer anderen Perspektive liefert bei einem solchen Modell lediglich ein zweites, stochastisches Heligkeitsrauschen .

Darüber hinaus kann bei der Auswertung dieser beiden stochastischen Punktmuster prinzipiell kein Aluminiumobjektpunkt wiedererkannt werden, da vom Auge aufgrund optischer Täuschungen jeder Bildpunkt des linken Bildes mit einem beliebigen Bildpunkt des rechten Bildes zur Deckung gebracht werden kann, was cortical zu einem neuen - im Objekt tatsächlich aber nicht existierenden - Aluminiumobjektpunkt zusammengesetzt wird. Auf diese Art ergibt sich der in Abb. 40 schraffiert dargestellte Bereich, innerhalb dessen der Auswerter räumliche Objektpunkte zu sehen glaubt.

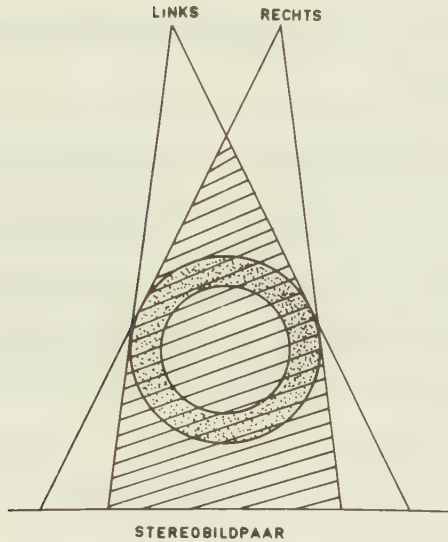


Abb. 40 Optische Täuschungsmöglichkeiten bei fehlender Orientierungsmöglichkeit im Stereoröntgenbild.

Während also beim Röhrenknochen die schon im monoskopischen Röntgenbild vorhandene Information durch stereoskopische Betrachtungsweise kontrastiert wird, führt eine stereoskopische Betrachtung oder gar Messung von Röntgenbildern des Gießharz-Aluminium-Modells nicht nur zu einem gegenüber der monoskopischen Aufnahme erhöhten Informationsverlust, sondern durch die optischen Täuschungen zu Falschaussagen von nicht kontrollierbarem Ausmaß.

Die vorstehenden Ausführungen lassen sich zusammenfassend wie folgt darstellen:

Das untersuchte Knochenersatzmodell hat keinerlei strukturelle Gemeinsamkeiten mit einem natürlichen Röhrenknochen und ist daher zu einem Studium der Leistungsfähigkeit der photogrammetrischen Auswertung von Stereo-Röntgenbildern nicht geeignet. Insbesondere ist ein Vergleich in der Erfassung von Knochenstrukturen mit diesem Versuchsansatz nicht möglich.

4.4.2 Regressionsebenenbestimmung

Zur praktischen Bestimmung der Querschnittsebenen wurde ein Rechenprogramm entwickelt und standardisiert, das zunächst nach der Vermessung von 30 bis 40 Punkten in der gewünschten Querschnittsebene die gemessenen Bild- auf Raumkoordinaten transformiert. Bereits in diesem Stadium der Datenverarbeitung ist es notwendig, die Meßpunkte einer Plausibilitätskontrolle zu unterwerfen.

Dazu wird durch die Raumpunktwolke im dreidimensionalen Objektraum eine Regressionsebene

$$z = A \cdot x + B \cdot y + C \quad (4.13)$$

gelegt. Dabei können die Ebenenkoeffizienten A, B, C durch die Minimalisierungsbedingung

$$S = \sum_i (z_i - z)^2 = \sum_i (z_i - A \cdot x_i - B \cdot y_i - C)^2 = \text{Min.} \quad (4.14)$$

bestimmt werden. Damit die Summe der Varianzen ein Minimum wird, müssen die Ableitungen nach A, B, C Null sein:

$$\frac{\partial S}{\partial A} = -2 \sum_i (z_i - A x_i - B y_i - C) x_i = 0$$

$$\frac{\partial S}{\partial B} = -2 \sum_i (z_i - A x_i - B y_i - C) y_i = 0$$

$$\frac{\partial S}{\partial C} = -2 \sum_i (z_i - A x_i - B y_i - C) = 0$$

Daraus ergeben sich drei Bestimmungsgleichungen für A, B, C

$$\left(\sum_i x_i^2 \right) A + \left(\sum_i x_i y_i \right) B + \left(\sum_i x_i \right) C = \sum_i x_i z_i$$

$$\left(\sum_i x_i y_i \right) A + \left(\sum_i y_i^2 \right) B + \left(\sum_i y_i \right) C = \sum_i y_i z_i$$

$$\left(\sum_i x_i \right) A + \left(\sum_i y_i \right) B + \left(n \right) C = \sum_i z_i$$

Anschließend wird die Regressionsebene durch eine Drehmatrix parallel zur xy-Ebene rotiert, die als Zeichenebene dient. Die Drehung kann man sich zusammengesetzt denken durch eine Drehung um die y-Achse mit der Drehmatrix

$$D_y(\varphi) = \begin{pmatrix} \cos \varphi & 0 & \sin \varphi \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \varphi & 0 & \cos \varphi \end{pmatrix} \quad (4.21)$$

Und einer anschließenden Drehung um die x-Achse mit der Drehmatrix

$$D_x(\omega) = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \omega & -\sin \omega \\ 0 & \sin \omega & \cos \omega \end{pmatrix} \quad (4.22)$$

Die daraus resultierende Produktmatrix

$$D_{xy}(\varphi, \omega) = D_x(\omega) \cdot D_y(\varphi) = \begin{pmatrix} \cos \varphi & 0 & \sin \varphi \\ \sin \omega \sin \varphi & \cos \omega & -\sin \omega \cos \varphi \\ \cos \omega \sin \varphi & \sin \omega & \cos \omega \cos \varphi \end{pmatrix} \quad (4.23)$$

dreht jeden Vektor $(x, y, z)^T$ in einen Vektor $(x', y', z')^T$

$$D_{xy}(\omega, \varphi) \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} \quad (4.24)$$

Transformiert man die Ebenengleichung (4.13) auf Achsenabschnittsform, so erhält man

$$\frac{x}{-\frac{C}{A}} + \frac{y}{-\frac{C}{B}} + \frac{z}{C} = 1 \quad (4.25)$$

wobei $-\frac{C}{A}$ den Abschnitt auf der x-Achse, $-\frac{C}{B}$ den Abschnitt auf der y-Achse und C den Abschnitt auf der z-Achse bedeuten (Abb. 41).

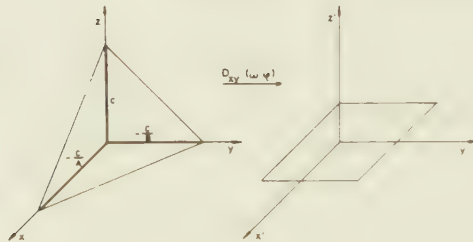


Abb. 41 Rotation der Regressionsebene in eine zur xy -parallele Ebene durch die Drehmatrix $D_{xy}(\omega, \varphi)$

Zur analytischen Bestimmung der Drehwinkel ω und φ , die die Regressionsebene rotieren, betrachtet man die rotierten Achsenabschnitte

$$D_{xy}(\omega, \varphi) \begin{pmatrix} -\frac{C}{A} \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -\frac{C}{A} \cos \varphi \\ -\frac{C}{A} \sin \omega \cdot \sin \varphi \\ \frac{C}{A} \cos \omega \cdot \sin \varphi \end{pmatrix} \quad (4.26)$$

$$D_{xy}(\omega, \varphi) \begin{pmatrix} 0 \\ -\frac{C}{B} \\ 0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 \\ -\frac{C}{B} \cos \omega \\ -\frac{C}{B} \sin \omega \end{pmatrix} \quad (4.27)$$

$$D_{xy}(\omega, \varphi) \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ C \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} C \sin \omega \\ -C \sin \omega \cdot \cos \varphi \\ -C \cos \omega \cdot \cos \varphi \end{pmatrix} \quad (4.28)$$

Durch Gleichsetzen der z-Komponenten

$$\frac{C}{A} \cos \omega \cdot \sin \varphi = -\frac{C}{B} \sin \omega = -C \cos \omega \cdot \cos \varphi \quad (4.29)$$

erhält man zwei Bestimmungsgleichungen für ω und φ , die die Parallelitätsbedingung der rotierten Regressionsebene mit der Zeichenebene darstellen:

$$\varphi = \arctan A \quad (4.30)$$

$$\omega = \arctan (B \cdot \cos \varphi) \quad (4.31)$$

4.4.3 Plausibilitätskontrolle

Nachdem die Regressionsebene in eine zur xy - parallele Ebene rotiert wurde, kann die Raumpunktwolke entweder orthogonal auf die xz - oder die yz - Ebene projiziert werden (Abb. 42).

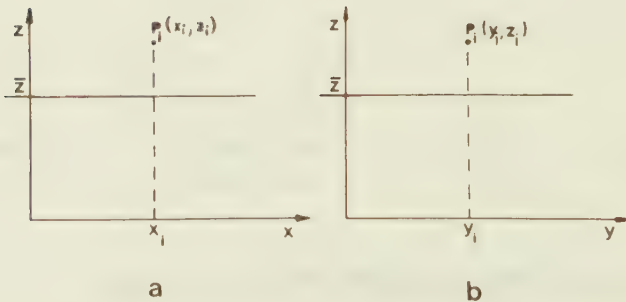


Abb. 42 Einführung eindimensionaler Verhältnisse:
a) Durch Projektion der Punkte auf die xz - Ebene
b) Durch Projektion der Punkte auf die yz - Ebene

Dadurch werden übersehbare Verhältnisse eingeführt, und im folgenden können eindimensionale statistische Testverfahren zur Anwendung kommen.

Zunächst werden die Abstände der n Punkte P_i ($i=1,..n$) von der Regressionsgeraden berechnet (Abb. 42) und daraus die Standardabweichung der Punktlagestreuungen um den Mittelwert bestimmt. Daraus kann ein 99% - Konfidenzintervall für den Mittelwert $\bar{z}$ berechnet werden unter der Voraussetzung, daß die Verteilung der n Werte z_i normalverteilt ist mit der Varianz σ^2 . Die Varianz soll also nicht von x bzw. y abhängen, was im vorliegenden Fall als gegeben angesehen werden kann.

Zur Berechnung des Konfidenzintervalls um $\bar{z}$ ist es notwendig, den Schwerpunkt der Meßpunktwolke bezüglich der xz - Ebene zu bestimmen. Das entspricht mathematisch der Bestimmung des Mittelwertes $\bar{x}$. Bei Kenntnis von $\bar{x}$ und der Varianz s_x^2 läßt sich folgende Hilfsgröße angeben (27):

$$l = c \cdot s_z \sqrt{\frac{n-1}{n-2} \cdot \left(\frac{1}{n} + \frac{(x - \bar{x})^2}{(n-1) \cdot s_x^2} \right)} \quad (4.32)$$

wobei s_x^2 und s_z^2 die beobachteten Varianzen der Meßwerte P_i ($i=1,..n$) um ihre jeweiligen Meßwerte $\bar{x}$ bzw. $\bar{z}$ sind und c ein kritischer Wert ist, der sich aus den statistischen Tafeln für die Wahrscheinlichkeitsverteilung nach Student für $n-2$ Freiheitsgrade ergibt (28).

Daraus ergibt sich schließlich das Konfidenzintervall für den Mittelwert zu:

$$\text{KONF } \{ z - 1 \leq \bar{z} \leq z + 1 \} \quad (4.33)$$

Das Konfidenzintervall hat eine variable Größe, da es von x abhängig ist. Für $x = \bar{x}$ ist es am kleinsten, für größere Abstände vom Schwerpunkt der Verteilung wird das Intervall größer (Abb. 43).

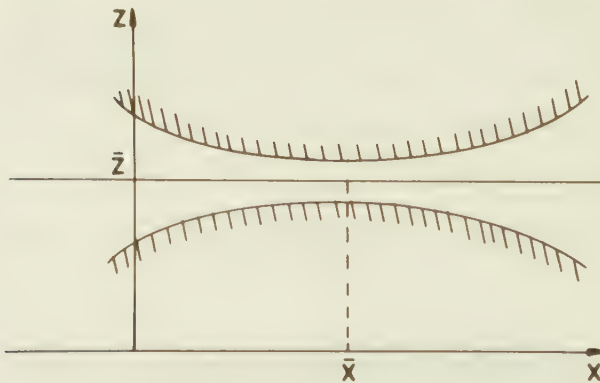


Abb. 43 Konfidenzbereich für den Mittelwert. Die in dem schraffiert dargestellten Bereich liegenden Punkte werden ausgeblendet.

Diese Variabilität ist eine Folge der zu den Enden des Meßwertbereichs hin zunehmend ungenauer möglichen Regressions-ebenenbestimmung.

Mittels des Konfidenzintervalls (4.33) kann eine erste Plausibilitätskontrolle durchgeführt werden: Alle Meßpunkte außerhalb des Intervalls werden ausgeblendet. Die verbleibenden Punkte werden als Raumpunktwolke dargestellt und es kann durch sie erneut eine Regressionsebene berechnet werden. Nach Rotation der neu berechneten ausgleichenden Ebene in die Zeichenebene wird eine zweite Plausibilitätskontrolle durchgeführt, und zwar der nachstehend beschriebene Test auf Planarität der Regressionsfläche.

Auch zur Vereinfachung dieses Tests kann man wieder eindimensionale Verhältnisse herstellen durch Projektion der Punkte auf die xz - oder yz - Ebene (Abb. 42). Es genügt dann, auf Linearität der resultierenden Regressionsgeraden zu testen. Man kann dies mit der Methode der Varianzanalyse (28).

Hierzu muß die x -Achse in r Intervalle zerlegt werden, so daß jeweils mehrere Meßpunkte einem gemeinsamen Intervall angehören. Dadurch werden alle Meßpunkte in r Gruppen eingeteilt. Für jede Gruppe berechnet man den Mittelwert $\bar{z}_i$ ($i = 1, \dots, r$) und schließt dann folgendermaßen: Ist die Re-

gression linear, so müssen die genannten Gruppenmittelwerte näherungsweise auf einer Geraden liegen, das heißt anschaulich, ihre Abweichung von der Regressionsgeraden darf nicht zu groß sein im Verhältnis zur Abweichung der Werte einer Gruppe von ihrem jeweiligen Mittelwert. Man testet also den Quotienten

$$\frac{\text{Abweichung der Mittelwerte von der Regressionsgeraden}}{\text{Abweichung der } z\text{-Werte vom zugehör. Mittelwert e. Gruppe}}$$

Mathematisch geht man wie folgt vor:

Zu berechnen sind die Größen

$$\bar{z}_1 = \frac{1}{n_1} \sum_{j=1}^{n_1} z_{1j} \quad (4.34)$$

und

$$\bar{z} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^r \sum_{j=1}^{n_i} z_{ij} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^r n_i \bar{z}_i \quad (4.35)$$

Dabei bedeuten:

$\bar{z}$ = Mittelwert aller z - Werte

$\bar{z}_1$ = Mittelwert der z - Werte der 1 - ten Gruppe ($i = 1, \dots, r$)

$z_{11}, z_{12}, \dots, z_{1n_1}$ = z - Werte der i -ten Gruppe, wobei der erste Index die Gruppe bezeichnet und der zweite die Nummer der z - Werte in der Gruppe.

Man zerlegt nun die Quadratsumme

$$q = \sum_{i=1}^r \sum_{j=1}^{n_i} (z_{ij} - \bar{z})^2 \quad (4.36)$$

in zwei Bestandteile q_1 und q_2

$$q = q_1 + q_2 \quad (4.37)$$

Dabei rührt q_1 von der Streuung der Mittelwerte $\bar{z}_i$ um die Regressionsgerade her und hat die Form

$$q_1 = \sum_{i=1}^r n_i (\bar{z}_i - \bar{z})^2 \quad (4.38)$$

Der zweite Bestandteil stammt von der Streuung innerhalb der Gruppen der Stichprobenwerte und hat die Form

$$q_2 = \sum_{i=1}^r \sum_{j=1}^{n_i} (z_{ij} - \bar{z}_i)^2 \quad (4.39)$$

Unter der Voraussetzung, daß die n Meßwerte derselben Normalverteilung angehören, was aufgrund des vorliegenden Meßproblems als gegeben angesehen werden kann, errechnet sich

die Gesamtvarianz der Stichprobe zu $\frac{Q}{n-1}$.

Faßt man jeden Meßwert z_{ij} als Einzelbeobachtung einer normalverteilten Zufallsvariablen Z_{ij} auf, so ist q eine Einzelbeobachtung der Zufallsvariablen

$$Q = \sum_{i=1}^r \sum_{j=1}^{n_i} (Z_{ij} - \bar{Z})^2 \quad (4.40)$$

$\frac{Q}{\sigma^2}$ hat eine χ^2 - Verteilung mit $n - 1$ Freiheitsgraden (28).

Die durch (4.38) und (4.39) gegebenen Zahlen q_1 und q_2 sind beobachtete Werte der Zufallsvariablen

$$Q_1 = \sum_{i=1}^r n_i (\bar{Z}_i - \bar{Z})^2 \quad (4.41)$$

und

$$Q_2 = \sum_{i=1}^r \sum_{j=1}^{n_i} (Z_{ij} - \bar{Z}_i)^2 \quad (4.42)$$

$\frac{Q_1}{\sigma^2}$ und $\frac{Q_2}{\sigma^2}$ haben ebenfalls eine χ^2 - Verteilung mit $r - 1$ beziehungsweise $n - r$ Freiheitsgraden. Da der Mittelwert einer χ^2 - Verteilung gleich der Anzahl der Freiheitsgrade

ist, hat $\frac{Q_1}{5^2}$ den Mittelwert $r - 1$ und $\frac{Q_2}{5^2}$ den Mittelwert $n - r$. Daraus folgt, daß der Mittelwert der Variablen

$$s_1^2 = \frac{Q_1}{r - 1} \quad (4.43)$$

und

$$s_2^2 = \frac{Q_2}{n - r} \quad (4.44)$$

jeweils gleich χ^2 ist. Der Quotient

$$V = \frac{s_1^2}{s_2^2} = \frac{\frac{Q_1}{r - 1}}{\frac{Q_2}{n - r}} \quad (4.45)$$

besitzt eine F - Verteilung nach FISHER (29) mit $(r-1, n-r)$ Freiheitsgraden.

Die Testgröße

$$v_0 = \frac{\frac{q_1}{r-1}}{\frac{q_2}{n-r}} \quad (4.46)$$

ist ein beobachteter Wert der Zufallsvariablen (4.45). Können die gemessenen Raumpunkte in guter Näherung durch eine Regressionsebene approximiert werden, ist also die Regression linear, so ist die Wahrscheinlichkeit, daß V irgendeinen Wert $v_0 \geq c$ annimmt, sehr gering. In der vorliegenden Arbeit wurde ein Signifikanzniveau von 1 % gewählt. Dabei ist c ein kritischer Wert, der durch die F -Verteilung für $(r-1, n-r)$ Freiheitsgrade gegeben ist. Liefert die Stichprobe trotzdem einen Wert $v_0 \geq c$, so kann man mit 99 % Wahrscheinlichkeit annehmen, daß die Gleichung der Regressionsfläche quadratische Terme enthält, also nicht planar ist. In diesem Fall wird die gesamte Messung unter Ausgabe einer Fehlermeldung verworfen.

In Tabelle 4 wird das Schema der Varianzanalyse zur Zerlegung der Summe (4.36) zusammenfassend dargestellt.

Variation	Freiheits- grade	Quadrat- summe	Durchschnitts- quadrat
Mittelwerte um die Regression	$r - 1$	q_1	$\frac{q_1}{r - 1}$
Innerhalb der Gruppen	$n - r$	q_2	$\frac{q_2}{n - r}$
Insgesamt	$n - 1$	q	

Tab. 4 Schema der Varianzanalyse zur Prüfung auf Planarität der Regressionsfläche

4.4.4 Ausreißerelimination

Nachdem die Meßwerte in ihrer Gesamtheit einem Test auf Planarität unterworfen wurden, werden die in die Zeichenebene rotierten Meßpunkte ausgeplottet. Bevor sie durch eine ausgleichende Kurve verbunden werden, ist es notwendig, fehlerhafte Punkte mittels statistischer Methoden zu erkennen und zu eliminieren.

Das soll im folgenden zunächst für Querschnittsebenen im Bereich des Schenkelkopfes durchgeführt werden. Querschnittebenen durch das normale Hüftgelenk können im Bereich des Schenkelkopfes näherungsweise durch kreis- oder ellipsenförmige Profilzeichnungen dargestellt werden. Daher wurde zunächst ein Programm entwickelt, das durch eine auf die xy-Ebene projizierte Raumpunktwolke von Messungen einen Regressionskreis anpaßt.

Dabei darf man nicht, wie es aus Gründen der Einfachheit in der klassischen Ausgleichungsrechnung nach GAUSS (29) der Fall ist, die vertikalen Punktabstände zum Regressionskreis betrachten, weil daraus eine unterschiedliche Gewichtung der Punkte am Rand des Definitionsbereiches und im Zentrum resultiert, sondern muß die orthogonalen Punktabstände auf die Regressionskurve minimieren (Abb. 44).

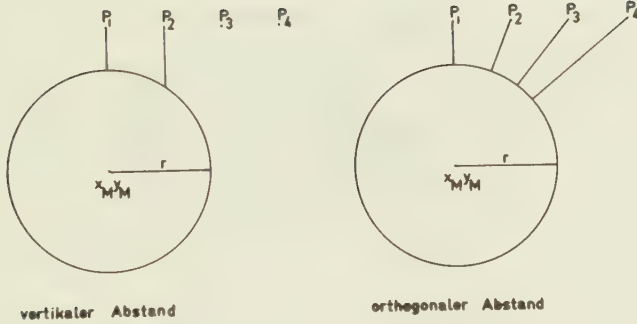


Abb. 44 Regression auf einen Kreis mit Mittelpunkt x_M , y_M und Radius r .

In der vorliegenden Arbeit wurden die drei Bestimmungsgrößen des Regressionskreises, x_M , y_M , r auf iterativem Wege bestimmt (Abb. 45). Mit diesem Programm wurde an Modellrechnungen untersucht, welche Art der Minimierung eine optimale Trennschärfe, das heißt die kleinste Quote falsch-positiver und falsch-negativer Ergebnisse bei der Ausreißerelimination liefert.

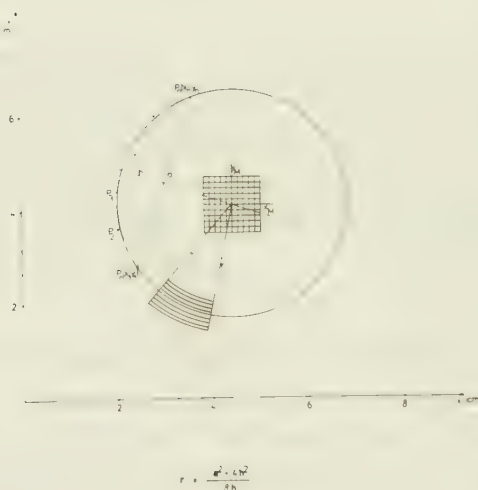


Abb. 45 Iterative Bestimmung von x_M , y_M , r eines Regressionskreises durch n Punkte.

In Tabelle 5 bis 7 ist die Fehlerhäufigkeit bei der Interpretation von je 8 Punkten in 20 Maßreihen für den Fall quadratischer, linearer und Quadratwurzelminimierung dargestellt.

Es zeigt sich, daß die quadratische Minimierung nach GAUSS die geringste Fähigkeit besitzt, Ausreißer zu erkennen, da dieses Verfahren die komplementäre Eigenschaft einer guten

		Dateneingabe			
		Meßwert	Ausreißer	Σ	
Daten- interpretation	Meßwert	73	13	86	$S = \sum_i a_i^2$
	Ausreißer	67	7	74	
	Σ	140	20	160	

Tab. 5 Regression von 8 Meßpunkten auf einen Kreis für eine Reihe von 20 simulierten Messungen bei quadratischer Regression.
Die Dateninterpretation erfolgt zufällig. Das Verfahren ist für die Ausreißerelimination ungeeignet.

		Dateneingabe			
		Meßwert	Ausreißer	Σ	
Daten- interpretation	Meßwert	119	3	122	$S = \sum_i a_i $
	Ausreißer	21	17	38	
	Σ	140	20	160	

Tab. 6 Wie Tab. 5
Die Dateninterpretation korreliert bei linearer Regression sehr hoch mit der Dateneingabe. Das Verfahren ist für die Ausreißerelimination gut geeignet.

		Dateneingabe		
Daten- interpretation		Meßwert	Ausreißer	Σ
	Meßwert	88	7	95
	Ausreißer	52	13	65
	Σ	140	20	160

$$s = \sum \sqrt{|a_i|}$$

Tab. 7 Wie Tab. 5

Die Dateninterpretation korreliert bei Quadratwurzelminimierung schwach mit der Dateneingabe. Das Verfahren ist für die Ausreißerelimination bedingt geeignet

Mittelwertbildung und Ausgleichung besitzt. Ebenso berücksichtigt die Quadratwurzelminimierung überproportional besonders die großen Werte, so daß sich auch dieses Verfahren nur bedingt für die Ausreißerelimination eignet. Die besten Resultate erhält man mit der Minimierung der Absolutbeträge, da dieses Verfahren alle Abstände, sowohl die sehr großen, als auch die sehr kleinen, gleichmäßig stark gewichtet (Tab. 6). Abb. 46 bis 48 zeigen Modellrechnungen mit 8 vorgegebenen Meßpunkten, wobei P_1 bis P_7 auf einem Kreis mit Radius $r = 3$ cm liegen und P_8 ein Ausreißer ist. Während die quadratische Regression P_8 nicht als Ausreißer erkennt (Abb. 46) und die

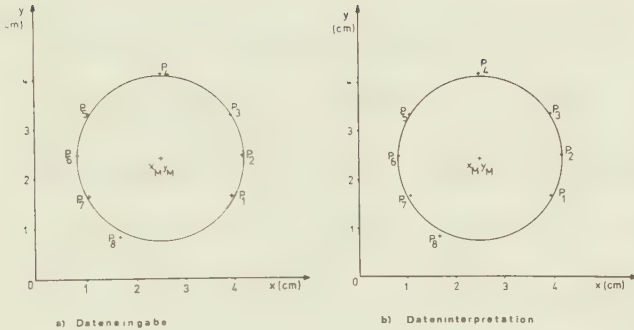


Abb. 46 Modellrechnung zur Ausreißerelimination. P_1 bis P_7 definieren exakt einen Kreis mit Radius $r = 3$ cm, P_8 ist Ausreißer.
 a) Dateneingabe
 b) Dateninterpretation bei quadratischer Ausreißerelimination. P_8 wird falsch-positiv beurteilt.

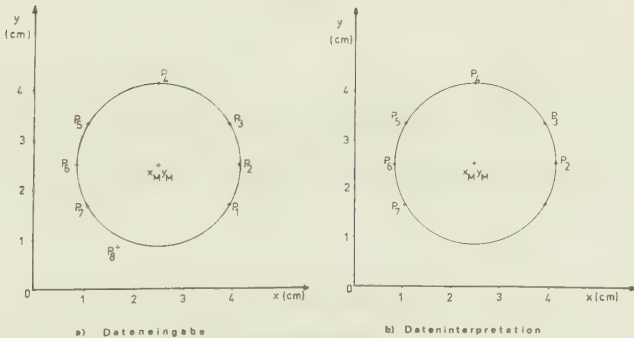


Abb. 47 Wie Abb. 46
 a) Dateneingabe
 b) Dateninterpretation bei linearer Ausreißerelimination. P_8 wird eliminiert.

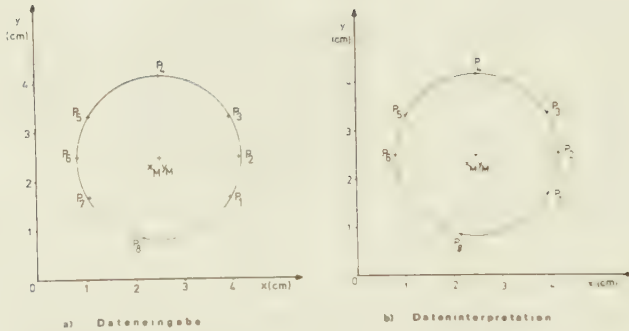


Abb. 48 Wie Abb. 46
a) Dateneingabe
b) Dateninterpretation bei Ausreißerelimination durch
 Quadratwurzelminimierung. P_8 wird falsch-positiv
 beurteilt, P_7 falsch-negativ.

Quadratwurzelregression irrtümlich P_7 als Ausreißer ausblendet (Abb. 48), ist die lineare Ausreißerelimination in der Lage, den Ausreißer als solchen zu erkennen und zu eliminieren (Abb. 47).

Mit diesen Resultaten über die mathematischen Anforderungen an die Charakteristik einer optimalen Ausreißerelimination wurde dieses Problem bei beliebigen Querschnittsebenen bearbeitet.

Da im allgemeinen Fall keine Aussage über die geometrische Form des Querschnittsprofils möglich ist, wurden in der vorliegenden Arbeit iterativ Regressionskurven durch jeweils wenige Punkte berechnet. Dabei erwies es sich als sinnvoll, als Regressionskurve einen Kreis zu wählen, der jeweils durch 6 Meßpunkte bestimmt wird. Ein Überlappender Anschluß der Iterationen mit jeweils 3 gemeinsamen Punkten ergab dabei die besten Ergebnisse hinsichtlich der Ausreißerelimination, da dann jeder Meßpunkt einer zweifachen Plausibilitätskontrolle unterliegt.

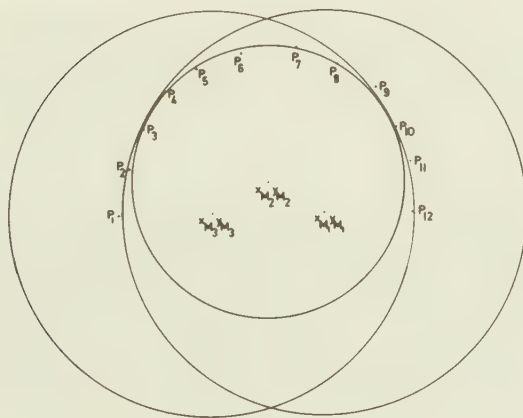


Abb. 49 Prinzip der doppelten Meßwertkontrolle durch überlappende iterative Regression.

In Abb. 49 ist das Vorgehen schematisch dargestellt für 12 Meßpunkte P_1 bis P_{12} . Es wird zunächst ein Regressionskreis mit Mittelpunkt x_{M_1} , y_{M_1} und Radius r_1 durch die Punkte P_1 bis P_6 bestimmt. Anschließend wird durch P_4 bis P_9 ein zweiter Kreis mit Radius x_{M_2} , y_{M_2} und Radius r_2 gelegt und schließlich durch die Punkte P_7 bis P_{12} ein dritter Regressionskreis mit Mittelpunktskoordinaten x_{M_3} , y_{M_3} und Radius r_3 .

4.4.5 Ausgleichungskurve

Nachdem die Ausreißer nach dem in Abschnitt 4.4.4 angegebenen Verfahren ausgeblendet wurden, muß man durch die in der Zeichenebene ausgeplotteten übrigen Meßpunkte eine ausgleichende Kurve legen, die die wahrscheinlichste Kontur des Knochenquerschnitts reproduziert. Da der Querschnitt durch einen geschlossenen Kurvenzug dargestellt wird, muß man die Meßpunkte zunächst so transformieren, daß sie als Stützwerte für eine eindeutig definierte Funktion dienen können. Das wird möglich durch Einführung von ebenen Polarkoordinaten (Abb. 50).

$$r = \sqrt{x^2 + y^2} \quad (4.47)$$

$$\varphi = \arctan \frac{y}{x} \quad (4.48)$$

Die Stützpunkte der Abb. 50 b können durch eine ausgleichende kubische Splinesfunktion verbunden werden. Die Splinesfunktion muß periodisch sein mit der Periode 2π , dadurch wird gewährleistet, daß die Anfangs- und die Endpunkte dieselben Polarkoordinaten haben und somit bei der inversen Transformation

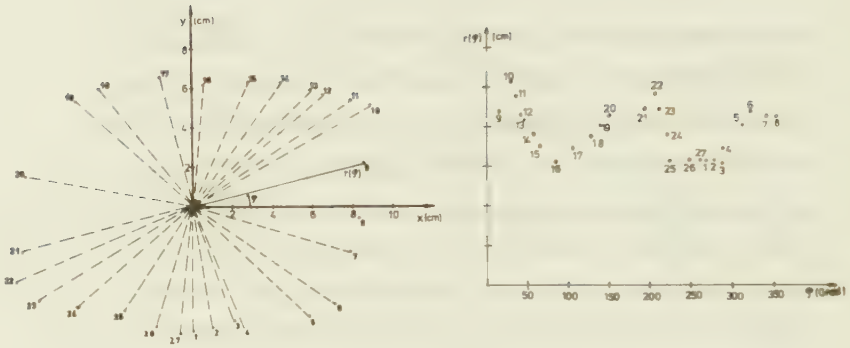


Abb. 50 Entfaltung einer geschlossenen Kurve in eine eindeutige Funktion durch Übergang auf Polarkoordinaten.

$$x = r(\varphi) \cdot \cos \varphi \quad (4.49)$$

$$y = r(\varphi) \cdot \sin \varphi \quad (4.50)$$

eine stetige Verbindung zwischen Anfangspunkt bei $\varphi = 0$ Grad und Endpunkt $\varphi = 360$ Grad hergestellt wird.

Abbildung 51 zeigt eine Querschnittsmessung durch das hüftgelenknahe Oberschenkelende auf der Höhe des in Abb. 36 ge-

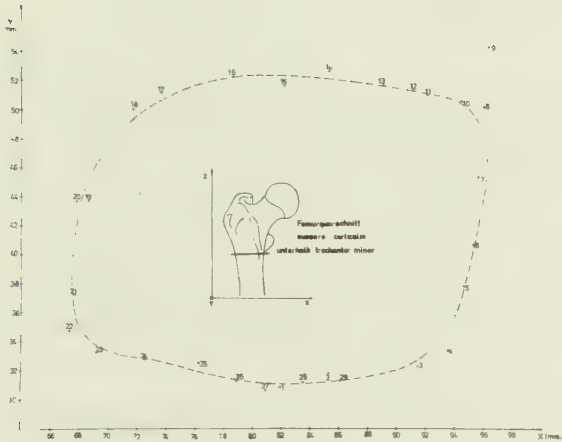


Abb. 51 Ausgleichende Kurvenanpassung mittels periodischer kubischer Splinefunktion durch eine Meßpunktwolke P_1 ($i=1, \dots, 29$).

zeigten Querschnittes, bestehend aus 29 Meßpunkten. Punkt P_9 wird durch das in Abschnitt 4.4.4 beschriebene Verfahren als Ausreißer eliminiert, die übrigen Punkte können durch eine kubische, in 2π periodische Splinefunktion stetig verbunden werden.

4.4.6 Ergebnisse und ihre klinische Anwendung

Zur praktischen Bestimmung der Querschnittsebenen wurde ein Rechenprogrammsystem entwickelt und standardisiert, in dem unter Verwendung der in den Abschnitten 4.4.2 bis 4.4.5 dargestellten Methoden der Plausibilitätskontrolle, Ausreißerelimination und Ausgleichungsrechnung zur Kurvenanpassung die punktweise eingegebenen Meßwerte als Querschnittsebenen ausgezeichnet werden. Das zugehörige Ablaufdiagramm ist in Abb. 52 gezeigt. Es stellt den Grundbaustein für die vollständige meßtechnische Erfassung des hüftgelenknahen Oberschenkelendes dar.

Abb. 53 zeigt die Meßebenen an Schenkelschaft, Schenkelhals und Schenkelkopf, die im Rahmen der vorliegenden Arbeit die Grundlage für die diagnostische Informationsgewinnung aus Stereo-Röntgenaufnahmen darstellen. Die gesamte äußere Knochenoberfläche wird durch ein Punktnetz approximiert, dabei werden die korrespondierenden Punkte benachbarter Querschnittsebenen zu einer weiteren Plausibilitäts- und Ausreißerkontrolle untereinander in korrelatorische Beziehungen gesetzt. Abb. 54 zeigt zwei solche gemessenen Querschnitte in Höhe des Oberschenkelchaftes. Eingezeichnet ist zum Vergleich der zugehörige, aus Abb. 36 lichtphotographisch ermittelte Querschnitt.

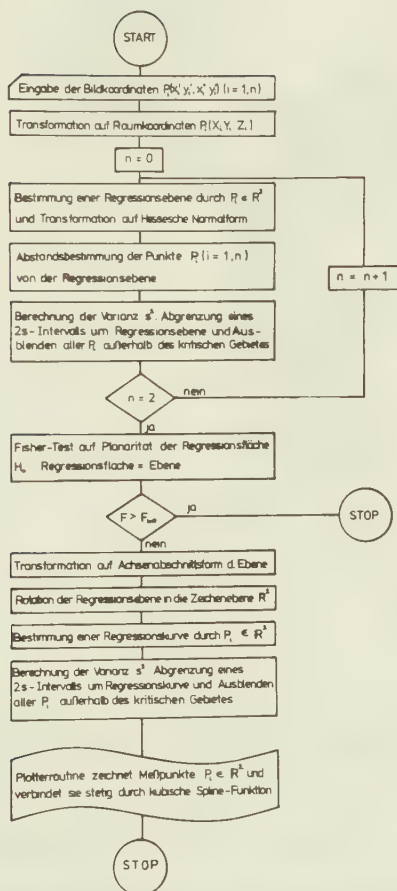


Abb. 52 Ablaufdiagramm des Programmsystems zur Berechnung der Konturen beliebiger Querschnittsebenen im dreidimensionalen Raum aus gemessenen Meßpunkten

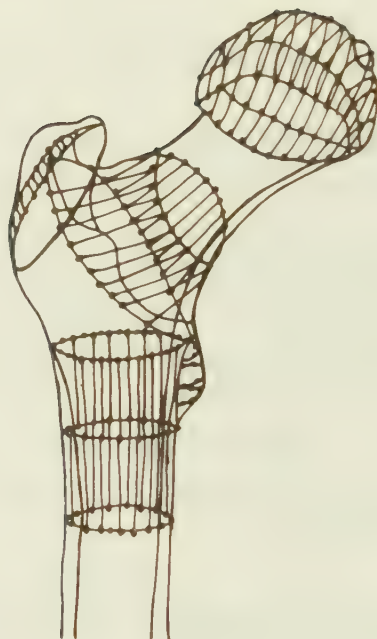


Abb. 53 Meßwerterfassung für das Querschnittebenen- und Kongruenzproblem am hüftgelenknahen Oberschenkelende.

Die Zerlegung des Oberschenkelknochens in verschiedene anatomische Funktionsstrukturen gestattet die Klassifizierung und Diagnose verschiedener Fehlformen, von denen in Abb. 55 die häufigsten und in ihrem Verlauf folgenschwersten unter dem Gesichtspunkt der stereophotogrammetrischen Meßdatengewinnung charakterisiert sind.

2 FEMURQUERSCHNITTE ÄUSSERE CORTICALIS UNTERHALB TROCHANTER MINOR (Maßstab 1:1)

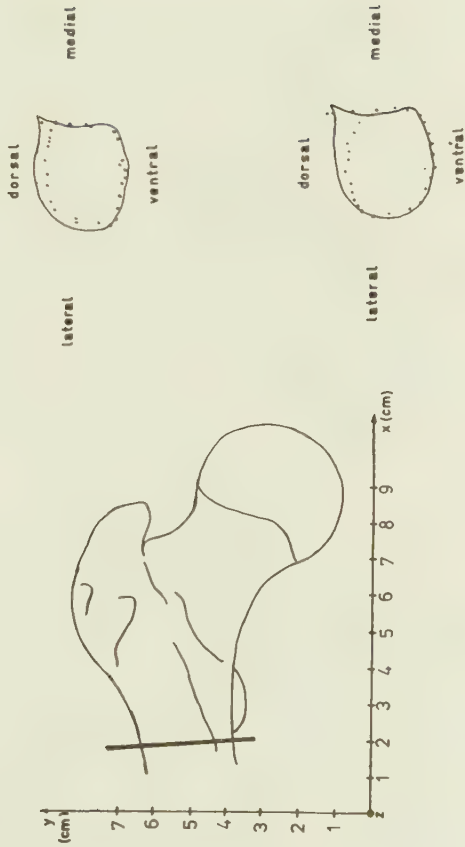


Abb. 54 Transversalschnitte durch den Oberschenkelknochen.
Vgl. mit Abb. 36

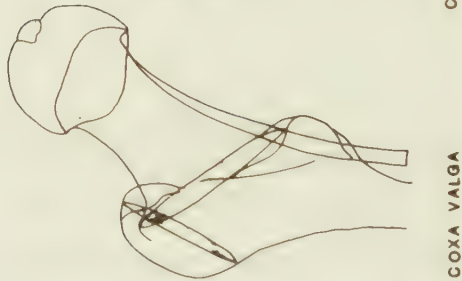
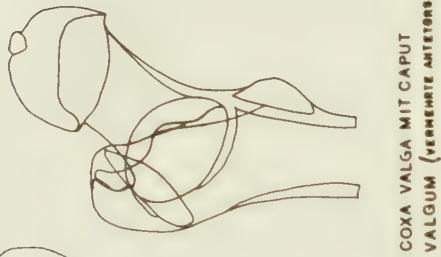


Abb. 55 Klassifizierung verschiedener Fehlformen des hüftgelenknahen Oberschenkelendes unter röntgenstereophotogrammetrischen Gesichtspunkten.

Wie aus Abb. 55 ersichtlich, ist die Orientierung der Schenkelhalseingangsebene im Verhältnis zur Lage der Schenkelhalschaftebene die maßgebende Größe für das Vorliegen einer vermehrten Antetorsion (Abb. 55 b). Ebenso kann aus der relativen Orientierung auf eine Coxa valga, das heißt vermehrte Aufsteilung (Abb. 55 a), beziehungsweise Coxa vara, das heißt Winkelverkleinerung des Schenkelhalses geschlossen werden. Die Orientierung der Schenkelhalsausgangsebene ist ein Indikator für das Vorliegen einer Ablösung des Oberschenkelkopfes vom Oberschenkelhals (Abb. 55 c).

Die auf einem geeigneten Datenträger gespeicherten Werte über die Oberflächenstrukturen können darüberhinaus anschließend beliebig manipuliert werden. Der Oberschenkelknochen kann, wie in Abb. 56 dargestellt, auf beliebigen Höhen in mehrere, für den Orthopäden funktionell relevante Einzelteile zerlegt und unter verschiedenen Winkeln wieder neu zusammengesetzt werden. Dieses Vorgehen hat eine außerordentlich große Bedeutung für die Planung der in den letzten Jahren immer häufiger durchgeführten operativen Umstellungsosteotomien.

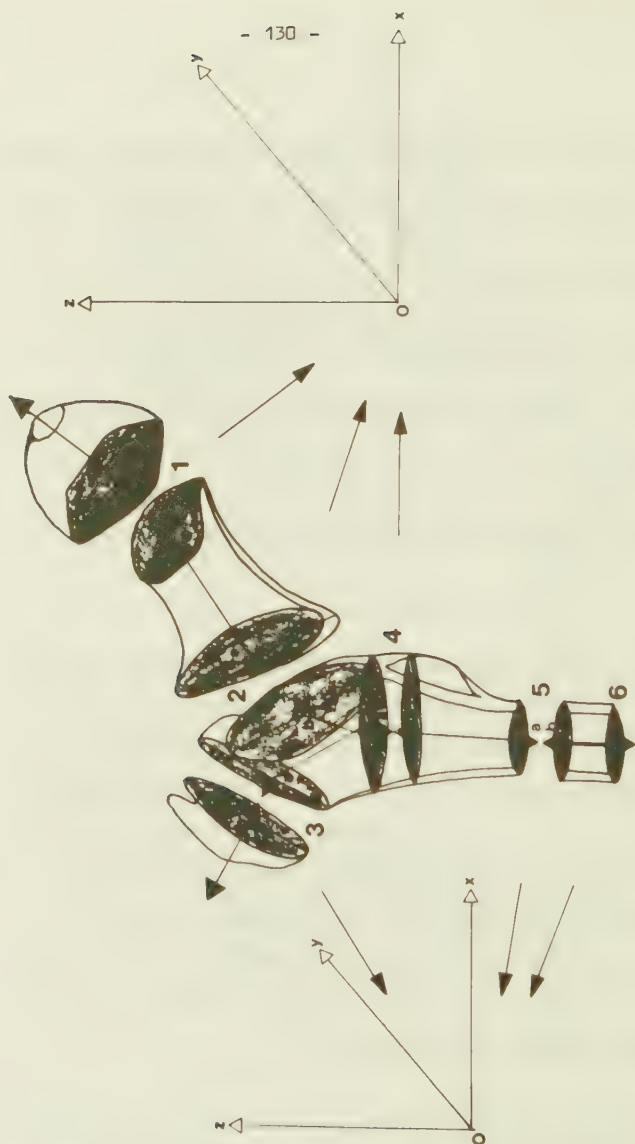


Abb. 56 Zerlegung des hüftgelenknahen Oberschenkelendes in seine funktionellen Bausteine auf mathematischem Wege mittels des in der vorliegenden Arbeit entwickelten Auswertesystems

Mit dem in dieser Arbeit entwickelten Verfahren kann dem klinischen Orthopäden auf graphischem Wege erstmals eine vollständige Information über die Konsequenzen geplanter Umstellungsosteotomien gegeben werden. In Abb. 57 a wird dies für den Fall einer Trochanterversetzung dargestellt. Unter Berücksichtigung der beinstatischen Gegebenheiten können die aus verschiedenen möglichen caudalen bzw. medialen Trochanterverschiebungen resultierenden muskeldynamischen Veränderungen unter realistischen dreidimensionalen Verhältnissen berechnet und somit dem Orthopäden das Aufstellen eines optimalen operativen Vorgehens ermöglicht werden.

In Abb. 57 b ist die zur Durchführung von Umstellungsosteotomien funktionell ebenfalls sehr wichtige Intertrochanter- und die Subtrochanterregion dargestellt. Aus Abb. 57 im Vergleich mit Abb. 53 wird nochmals deutlich, warum die Ausmessung von nur 6 Querschnittsebenen am Schenkel- und am Schenkelhals ausreichend für eine umfassende Analyse der räumlichen Strukturen des hüftgelenknahen Oberschenkelendes ist.

Zum Abschluß dieser Ausführungen sollen noch zwei besonders aktuelle Anwendungsbeispiele für die in dieser Arbeit entwickelte Methode der graphischen Stereoröntgen-

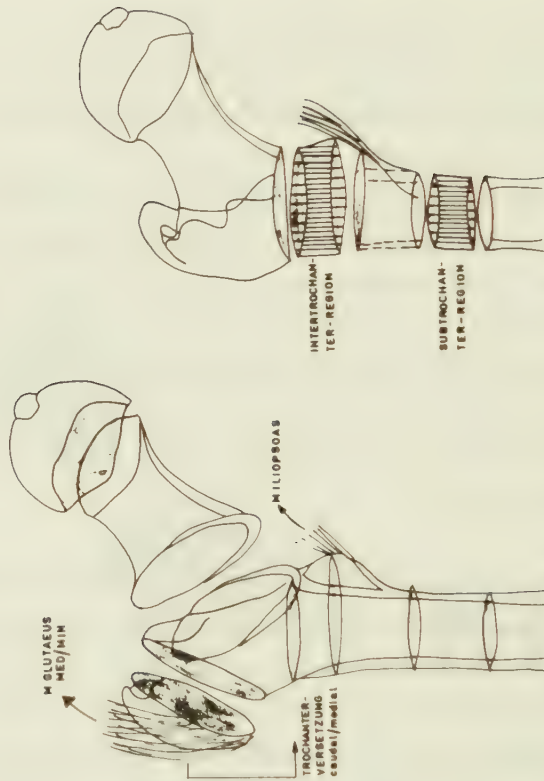


Abb. 57

Hüftgelenknahe Oberechenkelosteotomien:

- a) Das Programm berechnet die bei verschiedenen medialen und caudalen Trochanterversetzungen resultierenden Änderungen bezüglich Muskeldynamik und der Gelenkkongruenz
- b) Darstellung der für Umstellungsosteotomien wichtigen Intertrochanter- und Subtrochanterregion.

bildauwertung diskutiert werden, und zwar die von der orthopädischen Anwendung her sehr wichtige Varisierungsosteotomie und die polyachsischen Umstellungsosteotomien.

Bei der Varisierungsosteotomie wird aus der Intertrochanterregion ein Osteotomiekeil mit medialer Basis entnommen, wie in Abb. 58 dargestellt. Die beiden Oberschenkelstücke werden anschließend durch Metallplatten fest in ihrer Lage fixiert (Abb. 58 b).

Mit dem in dieser Arbeit entwickelten Auswerteverfahren ist man erstmals in der Lage, die Folgen einer definierten Keilentnahme für die Hüftgelenkdynamik und die Gelenkkongruenz bereits vor der Operation abzuklären. Die Anwendung des entwickelten Programmsystems erlaubt es, sich durch Simulation an einer Rechenanlage über die Auswirkungen und den Erfolg eines solchen operativen Eingriffs auf die Belastbarkeit des operierten Hüftgelenkes vorher Klarheit zu verschaffen.

Ebenso bietet das in der vorliegenden Arbeit entwickelte Auswertesystem erstmals die Möglichkeit, sich bei den heute in zunehmendem Maße durchgeführten polyachsischen Umstellungsosteotomien bereits im Stadium der Operationsplanung über die verwickelten raumgeometrischen Veränderungen als Folge eines solchen Eingriffs Klarheit zu verschaffen.

VARISIERUNGS - OSTEOTOMIE

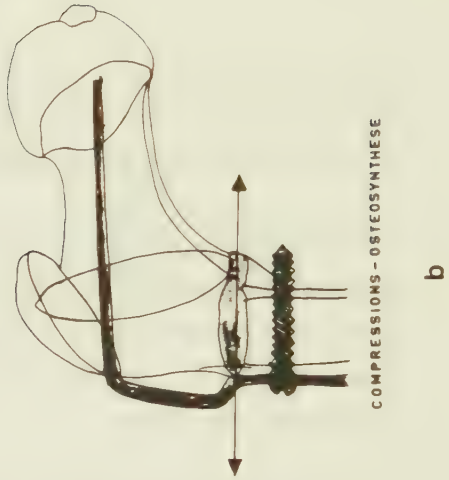
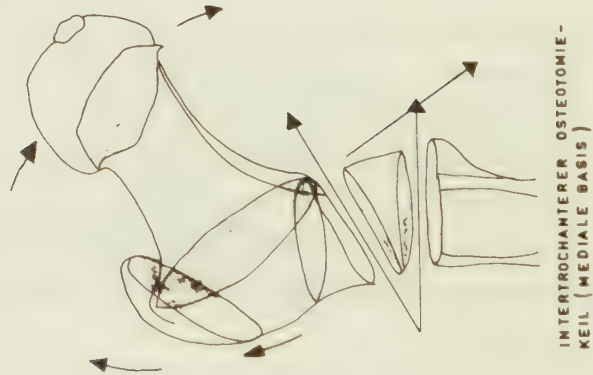


Abb. 58

Varisierungsosteotomie:

- a) Pathologische Ausgangslage des hüftgelenknahen Oberschenkelendes. Das Programm berechnet die bei Entnahme verschiedener Keilgrößen resultierende Veränderung bezüglich Muskeldynamik und Gelenkkongruenz.
- b) Korrigierter postoperativer Zustand.

Bei den polyachsischen Umstellungsosteotomien wird ein Knochenkeil so entnommen, daß die beiden Bruchstücke im dreidimensionalen Raum eine komplizierte, drei rotatorische und einen translatorischen Freiheitsgrad der Bewegung aufweisende Relativbewegung durchführen und dann wieder, wie in Abb. 58 b dargestellt, durch Metallplatten in ihrer neuen Lage fixiert werden.

Abb. 59 zeigt die bei diesem Eingriff zu korrigierende, röntgenologisch bisher nicht darstellbare Aufsicht auf den Oberschenkelknochen von oben. Mit den Ergebnissen der in der vorliegenden Arbeit entwickelten Auswertemethode ist jedoch erstmals diese Ansicht rekonstruierbar, wie in Abb. 59 dargestellt.

Dargestellt ist in Abb. 59 a die pathologische Ausgangssituation einer häufig auftretenden coxa valga antetorta (vgl. mit Abb. 55). Durch einen medial entnommenen Knochenkeil wird eine Varisierung bewirkt (Abb. 59 b), eine dorsomediale Keilentnahme ist in der Lage, auch die Ante-torsion auszugleichen (Abb. 59 c).

Die diskutierten Möglichkeiten und Beispiele demonstrieren die völlig neuartigen Möglichkeiten, die aus dem hier vorgestellten Auswerteverfahren für Stereo-Röntgenaufnahmen auf mathematisch-analytischem Wege resultieren. Während

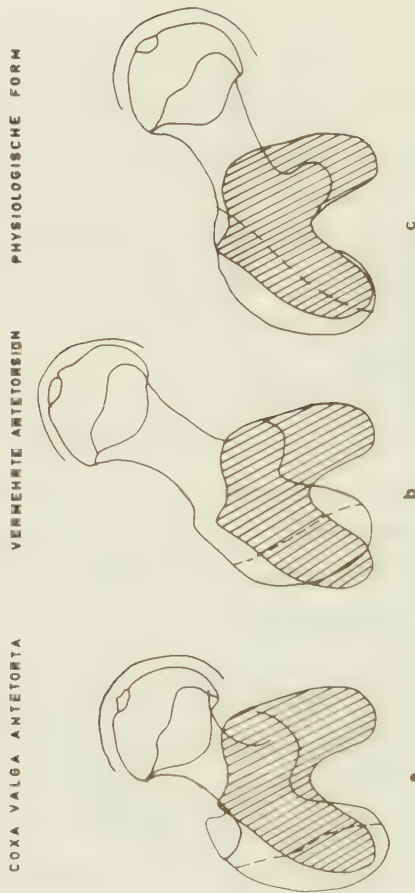


Abb. 59

Polyachsische Umstellungsosteotomien

Ansicht des Oberschenkels von oben

- a) Gegebene pathologische Ausgangslage
- b) Mediale Keilentnahme bewirkt Varisierung, aber keine Korrektur der Anteversion
- c) Durch eine gegenüber b) etwas dorsal liegende Keilentnahme wird auch die Anteversion beseitigt.

Das Programm berechnet die unter der Entnahme verschieden im Raum orientierter Knochenkeile resultierenden Veränderungen bezüglich Muskel-
dynamik und Gelenkkongruenz

bisher die Form und die Lage zu entnehmender Knochenkeile rein empirisch und ohne die Möglichkeit einer effizienten postoperativen Kontrolle durchgeführt wurde, gestattet das hier entwickelte Verfahren erstmals eine Objektivierung und Optimierung des therapeutischen Vorgehens. Diese Möglichkeiten sind von außerordentlich großer medizinischer und gesellschaftspolitischer Bedeutung, da die Hüftgelenkdeformitäten relativ häufig vorkommen, zur Invalidisierung des Individuums führen und auch der Hüftgelenkersatz durch eine Totalendoprothese nicht unproblematisch ist, wie die Ausführungen des folgenden Abschnitts zeigen.

4.5 Lockerung von Hüftgelenkimplantaten

Wie in Abschnitt 3.2.6 bereits ausgeführt, ist eine ständig größer werdende Zahl an Menschen mit künstlichen Hüftgelenken dem Risiko einer Implantatlockerung, der daraus resultierenden Zerstörung des Implantatlagere und somit einer endgültigen Versteifung des Hüftgelenkes ausgesetzt.

Das endoprothetisch versorgte Hüftgelenk stellt ein System dar, das sich aus drei mechanisch und biologisch differenten stofflichen Phasen zusammensetzt, nämlich der Endoprothese aus einer Edelmetalllegierung auf Eisen-Kobalt-Basis, dem Einbettungsmaterial aus Acrylmetacrylharz und dem nativen Knochen (Abb. 60). Der Lockerung des Implantats im Markraum des Oberschenkelknochens gehen primäre Veränderungen am Knochen oder am Einbettungsmaterial voraus, die sich durch die mechanische Wirkung des gelockerten Implantats dann rasch zusätzlich verstärken und schließlich zu einem Substanzverlust am Knochen in der Umgebung des gelockerten Implantats führen.

Bis heute ist kein zuverlässiges Kriterium zur Diagnose einer Implantatlockerung bekannt und auch die in Abschnitt 3.2.6 untersuchten Möglichkeiten einer Winkelbestimmung führen zu keinem Erfolg. Die einzige Möglichkeit, die dem



Abb. 60 Lichtphotographische Aufnahme des Oberschenkelknochens mit Endoprothese und Einbettungsmaterial

Kliniker heute zur Verfügung steht, ist die Kontrastmitteldarstellung des Hüftgelenkes in der Hoffnung, daß das Kontrastmittel bei vorliegender Lockerung des Implantates in die Öffnungen zwischen Implantat und Einbettungsmaterial eindringt und sich dort röntgenologisch darstellt. Oft erhält man jedoch mit diesem Verfahren trotz gravierender Schädigung des Implantatlagers falsch-negative Ergebnisse; falls überhaupt, so gestattet das Verfahren eine Diagnose erst zu einem Zeitpunkt der weit fortgeschrittenen und irreversiblen Schädigung des Implantatlagers.

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde ein neues Meßverfahren zur Feststellung von Implantatlockerungen entwickelt, das es gestattet, bereits Bewegungen des Implantats von weniger als $100\text{ }\mu\text{m}$ mit Sicherheit zu erkennen. Dazu werden intraoperativ in den Knochen drei Metalmeßmarkierungen P_1, P_2, P_3 untereinander möglichst weit entfernt implantiert. Die Metalmeßmarkierungen bestehen aus demselben Material wie das Implantat, um einer Auflösung durch das Körpermilieu vorzubeugen.

Aus dynamischen Gründen ist es möglich, allein bei Kenntnis der räumlichen Lage des Kopfmittelpunktes M der Endoprothese durch Berechnung der Relativabstände $\overline{MP_1}, \overline{MP_2}, \overline{MP_3}$ jede in der Praxis vorkommende Implantatlockerung zu diagnostizieren, obwohl die Endoprothese mathematisch noch drei Freiheitsgrade der Rotation um den Kopfmittelpunkt M als Drehpunkt besitzt. Wie jedoch in Abb. 61 a dargestellt, wird die von der Hüftgelenkpfanne auf die Endoprothese übertragene Resultierende R der Kraftvektoren auf die mediale Seite des Implantatlagere übertragen, so daß im Falle einer Lockerung der Punkt D_1 des Endoprothesenkragens als Drehpunkt für die Bewegung dient (Abb. 61 a). Somit bleibt lediglich D_1 bei dieser Form der Implantatlockerung invariant, während alle anderen Punkte, also auch der Kopfmittelpunkt M der Endoprothese, ihre Lage relativ zu den fest implantierten Bezugsmarken P_1, P_2, P_3 im Knochenlager verändern.

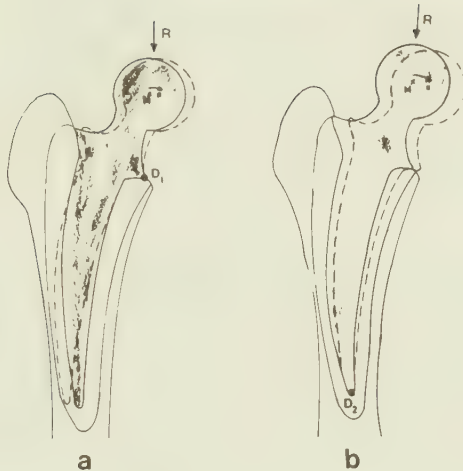


Abb. 61 Bewegungen der gelockerten Endoprothese im Knochenlager unter Einwirkung des Kraftvektors R:
a) Drehung um einen Punkt D_1 des Endoprothesenkragens
b) Drehung um den Punkt D_2 der Endoprothesenschaftspitze.
Bei allen anderen Lockerungsformen kann sich das Implantat um einen oder mehrere Drehpunkte zwischen den in a) und b) dargestellten Extrempunkten D_1 und D_2 drehen. Der Kopfmittelpunkt M wird dabei immer in der Frontalebene aus seiner Ursprungslage herausgedreht.

Der zweite Extremfall einer Implantatlockerung ist in Abb. 61 b dargestellt. Der Kraftübertragungspunkt am Schenkelhals gibt nach und der keilförmige Implantatkörper wird allmählich ausgeschlagen. Als Folge davon treten Rotations-

bewegungen um die Endoprothesenschaftspitze D_2 als Drehpunkt auf. Auch in diesem Fall wird, ebenso wie in allen anderen, zwischen den in Abb. 61 a und 61 b dargestellten Übergangsformen einer Implantatlockerung, der Endoprothesenkopfmittelpunkt M in der Frontalebene stets aus seiner ursprünglichen Lage herausgedreht.

Um den Kopfmittelpunkt M mit der größtmöglichen Genauigkeit zu bestimmen, mißt man mehrere Punkte Q_i ($i=1, \dots, n$) auf der im Röntgenbild sehr scharf gezeichneten Kontour des metallischen Endoprothesenkopfes an (Abb. 62). Da der Endoprothesenkopf eine kugelförmige Gestalt hat, bildet er sich auf dem Röntgenfilm bei beliebiger Projektion stets mit seinem Äquatorkreis ab, so daß man den Kopfmittelpunkt M bezüglich der funktionell allein wichtigen Frontalebene eindeutig festlegen kann, wie in Abb. 62 dargestellt.

Bei der experimentellen Bestimmung des Kopfmittelpunktes aus Stereo-Röntgenaufnahmen läßt sich M auf dem Wege einer Ausgleichung mit beliebiger Präzision berechnen. Bei n gemessenen Punkten Q_i ergeben sich $m = \frac{n(n-1)}{2}$ verschiedene Mittelpunkte M_j , die um den wahren Mittelpunkt M streuen. Berechnet man für jede der drei unabhängigen Koordinaten x, y, z des Mittelpunktes die Mittelwerte und die Varianzen, so kann man unter der auf Grund des Meßproblems gegebenen Voraussetzung einer Normalverteilung mit unbekannter



Abb. 62 Zur räumlichen Fixierung des Implantats wird der Mittelpunkt M des Endoprothesenkopfes aus den Meßpunkten Q_i ($i=1, \dots, n$) berechnet. In den Knochen werden intraoperativ 3 Metallmeßmarkierungen P_1, P_2, P_3 eingebracht, die als Bezugssystem für die Lokalisation von M im Raum dienen.

Varianz für jede der drei Mittelpunktskoordinaten ein Konfidenzintervall angeben.

$$\text{KONF} \left\{ x - a \leq u_x \leq x + a \right\} \quad (4.51)$$

$$\text{KONF} \{ y - b \leq u_y \leq y + b \} \quad (4.52)$$

$$\text{KONF} \{ z - c \leq u_z \leq z + c \} \quad (4.53)$$

Im folgenden soll das Konfidenzintervall für die x- und die y- Koordinaten betrachtet werden, da es den Endoprothesenmittelpunkt M bezüglich der für Implantatlockerungen funktionell wichtigen Frontalebene lokalisiert.

Da die Varianzen in der x- und in der y- Koordinate bei der Beobachtung gleich groß sind (Tab. 3), kann $a = b$ gesetzt werden. Die Größe a bestimmt sich zu (28):

$$a = c \frac{s}{\sqrt{m}} \quad (4.54)$$

dabei ist c ein Zahlenwert, der sich aus der statistischen Tafeln für die Wahrscheinlichkeitsverteilung nach Student für $n - 1$ Freiheitsgrade ergibt (28).

In einer ersten Meßreihe wurden aus 20 Meßpunkten Q die Varianzen der Mittelpunktskoordinaten x_M und y_M zu $s^2 = 0.01 \text{ mm}^2$ berechnet. Für 189 Freiheitsgrade erhält man auf einem Konfidenzniveau von 95 % den Zahlenwert $c = 1,97$.

Daraus ergibt sich nach Formel (4.54) $a = 0,014$ mm. Das bedeutet, daß in der vorliegenden Messung die wahren Koordinaten des Mittelpunktes M mit einer Wahrscheinlichkeit von 95 % auf $14 \mu\text{m}$ genau bestimmt worden sind.

Die für die vorliegende Diskussion der Implantatlokalisierung relevanten x- und y-Koordinaten der Metallmeßmarkierungen P_i ($i=1, \dots, 3$) des Implantatköchers können nach den in Tab. 3 dargestellten Ergebnissen auf $50 \mu\text{m}$ genau angemessen werden, so daß die Strecken $\overline{MP}_1, \overline{MP}_2, \overline{MP}_3$ insgesamt mit einer Genauigkeit von $64 \mu\text{m}$ festgelegt sind.

Ebenso wie der Mittelpunkt M lassen sich auch die Metallmarkierungen P_i ($i=1,3$) im Implantatköcher auf dem Wege einer Mehrfachmessung festlegen, die erzielbare Meßgenauigkeit läßt sich dadurch entsprechend dem schwachen Gesetz der großen Zahl weiter verbessern. Auf diese Art läßt sich die Lage der Endoprothese relativ zum Implantatlager theoretisch mit beliebiger Präzision bestimmen.

Um die vorstehend abgeleiteten Überlegungen in einem in-vitro-Experiment überprüfen zu können, wurde im Rahmen der vorliegenden Arbeit ein Präzisionsgerät zur Simulation von Implantatbewegungen entwickelt und konstruiert (Abb. 63), dessen prinzipieller Aufbau sich wie folgt darstellt:

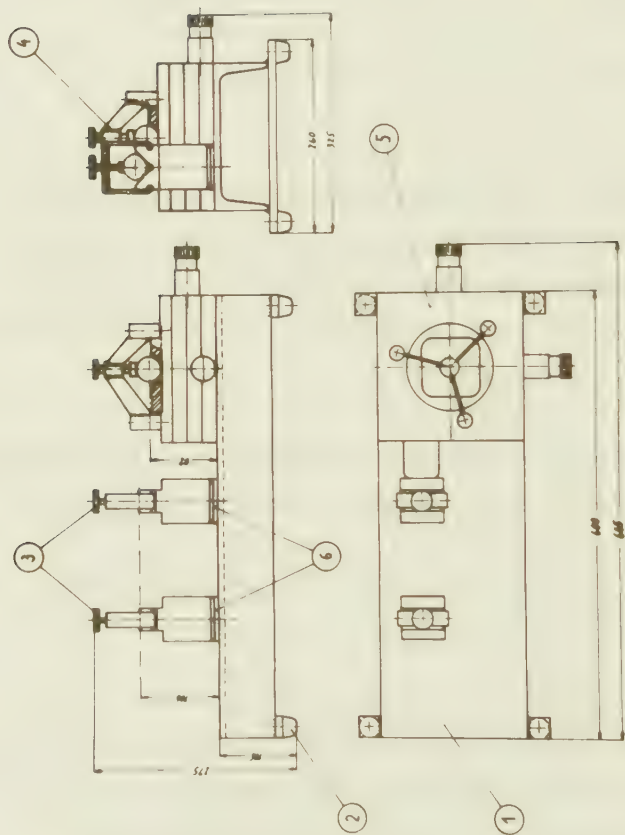


Abb. 63 Implantatlockerungsmesstisch zur in-vitro-Simulation von Implantatbewegungen

- 1 = Trägerplatte
- 2 = Gummifuß
- 3 = Spannvorrichtung für Oberschenkelknochen
- 4 = Kugelspannvorrichtung für Endoprothesenkopf
- 5 = Kreuzmesstisch
- 6 = Unterlage

Auf einer Trägerplatte (Position 1 in Abb. 63) ist eine durch Unterlagen (6) in Höhe und Seitenlage verstellbare Spannvorrichtung (3) zur Fixierung des Oberschenkelchaftes angebracht. Der kugelförmige Kopf der Endoprothese wird mittels einer konisch zentrierten Kugelspannvorrichtung (4) auf einem Kreuzmeßtisch (5) fixiert, der es gestattet, Implantatbewegungen in zwei Ebenen auf $10\text{ }\mu\text{m}$ genau und reproduzierbar einzustellen.

Um die erzielbare Meßgenauigkeit der röntgenstereophotogrammetrischen Methode für die Erkennung von Implantatbewegungen experimentell zu ermitteln, wurde eine gemäß Abb. 62 markierte Endoprothese auf dem Meßtisch eingespannt (Abb. 64) und eine Röntgenmeßaufnahme angefertigt.

Relativ zu dieser Ausgangslage wurde anschließend der Kopf der Endoprothese in einer zweiten Meßaufnahme um $\Delta x = 10,00\text{ mm}$ in x-Richtung verschoben. Das Raumkoordinatensystem wurde dabei durch die Achsen des Kreuzmeßtisches festgelegt.

Zur Anfertigung eines dritten Stereomeßbildpaares wurde schließlich der Kopf der Endoprothese relativ zur Ausgangslage um $\Delta y = 10,00\text{ mm}$ in y-Richtung verschoben.

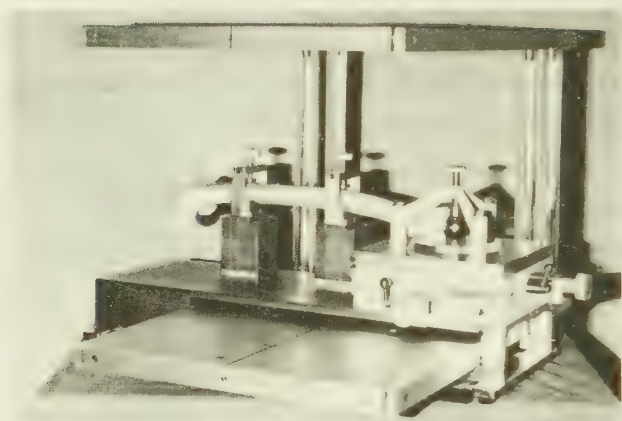


Abb. 64 Implantatlockerungsmeßtisch

Anschließend wurden die drei Stereo-Meßbildpaare je zehn mal ausgemessen und die Verschiebungen Δx und Δy relativ zur Ausgangslage berechnet. Die Ergebnisse sind in Tabelle 4 dargestellt.

Als wesentliches Resultat läßt sich aus dieser Tabelle ableiten, daß die auf experimentellem Wege mit den Mitteln der Stereo-Röntgenphotogrammetrie errechneten Implantatbewegungen mit einer Standardabweichung von $60\mu\text{m}$ die tatsächlich vorliegenden Implantatbewegungen wiedergibt. Ein Vergleich dieser Ergebnisse mit den oben

Tab. 4 Maßreihe zur experimentellen Bestimmung der Meßgenauigkeit bei der Diagnostik von Implantatbewegungen.

Die Endoprothese wurde auf dem Implantatlockerungsmeßtisch gegenüber einer fest vorgegebenen Ausgangslage verschoben:

Messung 1: Translation entlang der x-Achse um $\Delta x = 10.00$ mm

Messung 2: Translation entlang der y-Achse um $\Delta y = 10.00$ mm

Jedes der beiden Stereobildpaare wurde 10 mal ausgemessen.

Messung	Auf dem Kreuzmeßtisch eingestellte Translation ($s_x = s_y = 0.01$ mm)	Mittelwert der aus dem Stereo-Meßbildpaar errechneten Translation	Standardabweichung aus zehn Messungen
1	$\Delta x = 10.00$ mm $\Delta y = 0.00$ mm	$\Delta x = 9.96$ mm $\Delta y = 0.10$ mm	$s_{\Delta x} = 0.08$ mm $s_{\Delta y} = 0.08$ mm
2	$\Delta x = 0.00$ mm $\Delta y = 10.00$ mm	$\Delta x = 0.08$ mm $\Delta y = 10.05$ mm	$s_{\Delta x} = 0.06$ mm $s_{\Delta y} = 0.07$ mm

abgeleiteten theoretischen Vorhersagen über die Meßgenauigkeit zeigt eine gute Übereinstimmung zwischen theoretischen und experimentellen Werten.

Die Meßergebnisse der Tabelle 4 zeigen somit, daß die in dieser Arbeit theoretisch entwickelte Methode zur Implantatlokalisation in der praktischen Routine aussagekräftige Ergebnisse erwarten läßt.

Neben der bereits diskutierten Möglichkeit einer Transversalschnittbeobachtung eines Patientenkollektivs eröffnet sich ferner die Möglichkeit, mittels einer Longitudinalbeobachtung zu verschiedenen Zeitpunkten die Entwicklung einer Endoprothese zu verfolgen.

Dieses Verfahren kann unter den im folgenden beschriebenen Voraussetzungen mit einem geringen Meßaufwand klinisch zum Einsatz kommen:

Auf einer sofort postoperativ angefertigten Stereomaßnahme wird die Raumlage des Endoprothesenkopfmittelpunktes M bezüglich zu den intraoperativ eingebrachten Metallmarken bestimmt. Dabei beinhalten die drei Relativabstände $\overline{MP}_1, \overline{MP}_2, \overline{MP}_3$ in Form des Vektors

$$D(o) = \begin{pmatrix} d_1(o) = \overline{MP}_1 \\ d_2(o) = \overline{MP}_2 \\ d_3(o) = \overline{MP}_3 \end{pmatrix} \quad (4.55)$$

eine ausreichende Information über den zu Beginn der Beobachtung ($t = o$) vorliegenden Zustand des endoprothetisch versorgten Oberschenkels.

An die Erfassung Nullzustandes $D(o)$ schließt sich in Abständen von z. B. 3 Monaten die Erfassung von Vektoren

$$D(i) = \begin{pmatrix} d_1(i) \\ d_2(i) \\ d_3(i) \end{pmatrix} \quad (4.56)$$

an, die es dann in einem Längsschnittansatz ermöglichen, durch komponentenweisen Vergleich

$$\left\{ d_k(i+1) - d_k(i) \right\} \quad \begin{array}{l} k = 1, 2, 3 \\ i = 0, 3, 6, \dots \end{array} \quad (4.57)$$

eine beginnende Implantatlockerung rechtzeitig zu diagnostizieren. Auf diese Art läßt sich die Zeitdifferenz zwischen einer Prodromalschädigung des Implantatlagere und ihrer röntgenologisch darstellbaren Manifestation gegenüber der konventionellen Röntgendiagnostik entscheidend verringern und der Patient einer erfolgversprechenden Nachoperation zuführen.

Auf der Basis der vorstehend entwickelten Überlegungen wurde in Zusammenarbeit mit der Orthopädischen Universitätsklinik Erlangen eine Verlaufstudie begonnen, die zunächst an einem reduzierten Patientenkollektiv eine Standardisierung des Verfahrens ermöglichen soll. In einer breiter angelegten Studie soll ein größeres Patientengut einer Beobachtung zugeführt werden, um mittels geeigneter, noch zu entwickelnder statistischer Testmethoden aus den zeitlichen Veränderungen der Differenzenvektoren $D(i)$ gemäß Abb. 63 Vertrauensbereiche für die zukünftige Konfiguration einer Implantatstruktur extrapolieren und einen kritischen Bereich abgrenzen zu können.

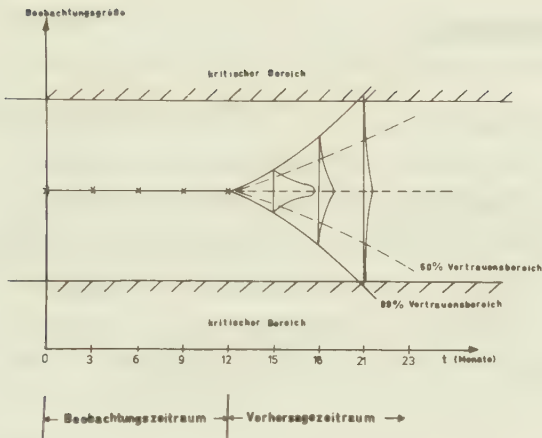


Abb. 63 Zeitreihenanalytische Beschreibung der Hüftalloarthroplastik und Prognose über ihre Haltbarkeit durch Berechnung von Vertrauensbereichen auf Grund gegebener Beobachtungen.

Auf diese Art kann erstmals eine trennscharfe und zuverlässige Erkennung von Risikopatienten erwartet werden. Darüber hinaus ist es mit dieser Methode möglich, Maßdaten zu erfassen, die es gestatten, Rückschlüsse auf die Ursachen einer Implantatlockerung ziehen zu können. Damit ist der Ausgangspunkt für die Suche nach verbesserten Wegen in der Hüftendoprothetik geschaffen.

5. ZUSAMMENFASSUNG

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, naturwissenschaftliche Denkansätze und Methoden auf röntgenologische Fragestellungen anzuwenden. Es zeigte sich, daß es durch den Einsatz der Methoden der Mathematik, der Biometrie und der Statistik möglich ist, die aus Stereoröntgenbildern meßtechnisch erfaßbare Information über knöcherne Strukturen einer sinnvollen Weiterverarbeitung zuzuführen.

Dabei wurde im Rahmen der vorliegenden Arbeit ein Auswertesystem entwickelt, das es gestattet, den Bildinhalt von Stereoröntgenaufnahmen erstmals objektiv, quantitativ und allgemein vergleichbar in seiner räumlichen Gesamtheit zu beurteilen.

Dazu wurde, ausgehend von der Wahl eines geeigneten Auswertegerätes, der experimentellen Bestimmung geeigneter Aufnahmeanordnungen für Stereo-Röntgenaufnahmen und der Bestimmung der erzielbaren Meßgenauigkeit in Stereo-Röntgenbildern, ein Rechenprogrammsystem entwickelt und standardisiert, das es erstmals ermöglicht, die anatomischen Strukturen des menschlichen Skelette in vivo auf die funktionell wichtigen räumlichen Strukturen zu reduzieren. Die auf diese

mathematische Art gewonnenen Modellknochestrukturen gestatten es, beliebige orthopädische Fragestellungen einer mathematischen Bearbeitung zuzuführen.

Mit dem entwickelten Auswerteverfahren wurden drei aktuelle Fragestellungen aus dem Problemkreis der Hüftgelenkerkrankungen untersucht: die Bestimmung der Winkelverhältnisse am hüftgelenknahen Oberschenkelende, die Kongruenz der gelenkenden Flächen des Hüftgelenkes und die Früherkennung von Implantatlockerungen bei Totalendoprothesen des Hüftgelenkes.

1) Eine analytische Berechnung der Winkelverhältnisse am hüftgelenknahen Oberschenkelende zeigt die quantitativ um einen Faktor 10 besseren Ergebnisse des hier entwickelten Verfahrens gegenüber der konventionellen Röntgendiagnostik. Bei einer Reduzierung der Strahlenbelastung für den Patienten können alle interessierenden Größen bei beliebiger Lagerung der Extremität während der Aufnahme mit einer reproduzierbaren Meßgenauigkeit von einem halben Grad bestimmt werden.

2) Es wurden die bei der Vermessung beliebiger Querschnittebenen durch das Raummodell auftretenden Schwierigkeiten diskutiert und Lösungen erarbeitet, die vor allem die Meßwertkontrolle betreffen.

3) Die in der vorliegenden Arbeit beschriebene Meßtechnik aus Stereoröntgenbildern ist das adäquate Instrument für eine quantitative Analyse des bis heute völlig ungelösten Problems einer Frühdiagnose einer Implantatlockerung bei Hüftendoprothesen. Es wurde eine Methode entwickelt, die dieses Problem einer naturwissenschaftlich fundierten Lösung auf biometrischer Basis zuführt.

Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigen, wie erst durch den gemeinsamen Einsatz der Methoden der Mathematik, der Biometrie, der Statistik und der Möglichkeiten der modernen Datenverarbeitung, entscheidend neue Fortschritte in der klinischen Medizin erzielt werden können.

6 LITERATUR

- (1) REICHERTZ, P.L. Geigy-Zeitungen, Nov.67
- (2) HOLLBERG, N., Computer im Gesundheitswesen.
B. PLEUSS und H. Springer Verlag, Berlin 1973
RITTERSBACHER
- (3) SHANNON, C.E. Bell System Techn. J. 27, 623(1948)
- (4) MARIE, T. und Arch. Phys. (Paris) 9, 686(1897)
H. RIBAUD
- (5) DESSAUER, F. und Münchn. med. Wschr. 51,2332(1904)
B. WIESNER
- (6) COHN, M. und W. BARTH Fortschr. Röntgenstr. 8,25(1904)
- (7) BEYERLEIN, C. Röntgen-Ges. 11,128(1920)
- (8) MARTIUS, H. . Fortschr. Röntgenstr. 28, 268(1921)
- (9) HASSELWANDER, A. Bildmess. u. Luftbildw. 9,1(1954)
- (10) HASSELWANDER, A. Die objektive Stereoskopie an
Röntgenbildern. Thieme Verlag,
Stuttgart 1954
- (11) LEYDOLPH, W. Photogr. Korr. 101,173(1965)

- (23) REICHARDT, W. und
D. VARJU Regelungsvorgänge in lebenden Wesen
Oldenbourg Verlag, München 1961
- (24) KEIDEL, W. D. Lehrbuch der Physiologie
Thieme Verlag, Stuttgart 1974
- (25) POLLAK und B. JULESZ Transactions of Information Theory,
1962
- (26) JULESZ, B. Sc. American, 4,34 (1975)
- (27) OSTLE, B. Statistics in Research.
Iowa Univ. Press, Iowa 1972
- (28) KREYSZIG, E. Statistische Methoden und ihre
Anwendungen.
Vandenhoeck, Göttingen 1974
- (29) GAUSS, C. F. Abhandlungen zur Methode der
kleinsten Quadrate.
Berlin 1889

Lebenslauf

Karl J. Probst

geboren am: 25. 3. 1948

in: Wildenschwert

Eltern: Ernst Probst, Ingenieur
Rosa Probst geb. Hadamczik

Familienstand: verheiratet seit 22. 4. 1973

Schule: 1954 - 1957 Volksschule in Landskron, CSSR
1957 - 1959 Volksschule in Heidenheim
1959 - 1967 Gymnasium in Heidenheim

Studium: 1967 - 1969 Universität Erlangen
1969 - 1970 Universität Madrid
1970 - 1972 Universität Erlangen

Prüfungen: 25. 7. 1969 Diplom-Vorprüfung in Physik
10. 7. 1972 Diplom-Hauptprüfung in Physik

Stellungen: 1. 9. 1972 - 28. 2. 1973
Wiss. Hilfskraft am Institut für theoret. Physik
der Universität Erlangen
seit 1. 3. 1973
Verwalter der Dienstgeschäfte eines wiss. Assistenten
am Institut für medizinische Statistik und Dokumentation
der Universität Erlangen

Copy-Center 2000

852 ERLANGEN · Obere Karlstr. 30
Tel. 09131-26197